

DÉVELOPPEMENT D'ALGORITHMES DE RECONSTRUCTION STATISTIQUE  
APPLIQUÉS EN TOMOGRAPHIE RAYONS-X ASSISTÉE PAR ORDINATEUR.

Mémoire de maîtrise es sciences appliquées  
Spécialité : génie électrique

Composition du jury :

Roger Lecomte (Directeur)  
Réjean Fontaine (Co-directeur)  
Yves Bérubé-Lauzière (Rapporteur)  
Catherine Pepin (Évaluateur)

---

Christian THIBAudeau

Sherbrooke (Québec), Canada

Janvier 2010

IV-2028



Library and Archives  
Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file* *Votre référence*  
ISBN: 978-0-494-65603-7  
*Our file* *Notre référence*  
ISBN: 978-0-494-65603-7

#### NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

#### AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■  
**Canada**

## RÉSUMÉ

La tomodensitométrie (TDM) permet d'obtenir, et ce de façon non invasive, une image tridimensionnelle de l'anatomie interne d'un sujet. Elle constitue l'évolution logique de la radiographie et permet l'observation d'un volume sous différents plans (sagittal, coronal, axial ou n'importe quel autre plan). La TDM peut avantageusement compléter la tomographie d'émission par positrons (TEP), un outil de prédilection utilisé en recherche biomédicale et pour le diagnostic du cancer. La TEP fournit une information fonctionnelle, physiologique et métabolique, permettant la localisation et la quantification de radiotraceurs à l'intérieur du corps humain. Cette dernière possède une sensibilité inégalée, mais peut néanmoins souffrir d'une faible résolution spatiale et d'un manque de repère anatomique selon le radiotraceur utilisé. La combinaison, ou fusion, des images TEP et TDM permet d'obtenir cette localisation anatomique de la distribution du radiotraceur. L'image TDM représente une carte de l'atténuation subie par les rayons-X lors de leur passage à travers les tissus. Elle permet donc aussi d'améliorer la quantification de l'image TEP en offrant la possibilité de corriger pour l'atténuation.

L'image TDM s'obtient par la transformation de profils d'atténuation en une image cartésienne pouvant être interprétée par l'humain. Si la qualité de cette image est fortement influencée par les performances de l'appareil, elle dépend aussi grandement de la capacité de l'algorithme de reconstruction à obtenir une représentation fidèle du milieu imagé. Les techniques de reconstruction standards, basées sur la rétroprojection filtrée (FBP, *filtered back-projection*), reposent sur un modèle mathématiquement parfait de la géométrie d'acquisition. Une alternative à cette méthode étalon est appelée reconstruction statistique, ou itérative. Elle permet d'obtenir de meilleurs résultats en présence de bruit ou d'une quantité limitée d'information et peut virtuellement s'adapter à toutes formes de géométrie d'acquisition. Le présent mémoire se consacre à l'étude de ces algorithmes statistiques en imagerie TDM et à leur implantation logicielle. Le prototype d'imageur TEP/TDM basé sur la technologie LabPET™ de l'Université de Sherbrooke possède tous les pré-requis pour bénéficier de ces nombreux avantages.

**Mot-clés :** tomodensitométrie (TDM), reconstruction statistique, reconstruction itérative, scanner, rayons-X, tomographie d'émission par positrons (TEP), TEP/TDM

## REMERCIEMENTS

Les années 60 virent l'ascension du plus célèbre groupe rock & roll à n'avoir jamais foulé cette terre. Les Beatles vendent alors tant de copies de leurs «singles» que la compagnie EMI, qui les produit, peut se permettre le financement de projets parallèles. Une partie de ce financement sera ainsi investi au support des recherches d'un dénommé Godfrey Newbold Hounsfield, alors ingénieur à l'emploi de la compagnie. Hounsfield recevra pour ses travaux, conjointement avec Allan McLeod Cormack, le prix Nobel de médecine en 1979 pour l'invention du tomodensitomètre. Mes premiers remerciements vont donc à mes parents qui, par leur fanatisme de jeunesse, ont encouragé bien inconsciemment le développement d'une branche de la science qui me permettrait près d'un demi-siècle plus tard de poursuivre des études supérieures dans le domaine de l'instrumentation appliquée à la recherche biomédicale.

Encore au baccalauréat, après un été complet à simuler le comportement étrange de la lumière à l'intérieur de sandwichs de cristaux, survient une offre de Roger. Une maîtrise garçon? Merci à toi Roger, mais aussi à Catherine Pepin, de m'avoir permis de jeter l'ancre sur ce merveilleux groupe de travail. Mon caprice de porteur de jonc m'oblige à remercier Réjean d'avoir accepté, bien à l'aveuglette, de supporter ma codirection.

Après deux années passées à coder, percer, visser, découper, coder, déboguer, débruiter, détruire, coder, lire, réfléchir, douter et coder, voici maintenant le temps de conclure. Je me dois de remercier Philippe Bérard pour son savoir (pas son humeur), Joël Riendeau (Billy) pour sa mère, encore Catherine Pepin pour ses gâteaux, Mélanie Bergeron pour son regard *red steel* foudroyant, Marc-André Tétrault pour son code et Jules Cadorette pour son ingéniosité à toute épreuve. Un merci tout particulier à Kim Mongrain, Jean-François Beaudoin (J-F), Michel Paquette (Mike) et tous les stagiaires (bretons ou non) ayant fréquenté le laboratoire pour avoir supporté mon sarcasme impitoyable. Un remerciement outre-mer à toi Solène Valton d'avoir partagé ta joie avec nous, si bref fut ton passage. Un dernier merci à toi, rare lecteur qui feuillettera ce mémoire ET cette page futile, en espérant que la lecture ne te soit pas trop insupportable.

## TABLE DES MATIÈRES

1. Introduction .....	2
2. Physique et instrumentation en TDM .....	6
2.1 Production des rayons-X .....	6
2.2 Interaction avec la matière .....	10
2.3 Principes fondamentaux de la TDM .....	11
3. Reconstruction analytique .....	18
3.1 Transformée de Radon .....	18
3.2 Théorème de la coupe centrale .....	19
3.3 Rétroprojection filtrée .....	22
3.4 Conclusion .....	24
4. Reconstruction statistique .....	26
4.1 Historique .....	26
4.2 Fonctionnement .....	28
4.3 Création de la matrice système .....	29
4.3.1 Différents algorithmes de traçage de rayons (ray-tracing) .....	31
4.3.2 Améliorer la qualité de la matrice .....	32
4.4 Algorithmes .....	36
4.4.1 Algorithme TRML .....	37
4.4.2 Algorithme gradient conjugué .....	39
4.4.3 Algorithme convexe .....	39
4.5 Méthodes d'accélération .....	40
4.5.1 Accélération par sous-ensembles ordonnés (OS, Ordered Subsets) .....	41
4.5.2 Accélération matérielle .....	42
4.6 Considérations pratiques .....	43
4.6.1 Initialisation par inversion de Radon .....	43
4.6.2 Sur-échantillonnage de la matrice système .....	44
4.7 Polyénergétisme .....	45
4.8 Conclusion .....	46

5. Matériel et méthodes .....	48
5.1 Description du simulateur matériel LabPET™ TEP/TDM .....	48
5.2 Problématique du design .....	53
5.3 Suite de programmes C/C++/Python dédiée à la reconstruction statistique .....	53
6. Résultats .....	58
6.1 Simulations numériques .....	58
6.1.1 Comparaison FBP/statistique avec mires analytiques .....	58
6.1.2 Simulation Monte Carlo utilisant GATE .....	65
6.2 Données expérimentales .....	66
6.2.1 Considérations de dose .....	66
6.2.2 Évaluation de bruit et de résolution avec mires expérimentales .....	68
6.2.3 Reconstructions avec petits animaux .....	71
6.2.4 Fusion d'images TEP/TDM .....	73
Conclusion .....	76
Annexe 1 Compte-rendu de conférence .....	82
Annexe 2 Exemple de reconstruction avec données analytiques .....	96

## LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	a) Génération de radiation de freinage, b) génération de radiation caractéristique, c) spectre de sortie typique d'un tube à rayons-X. ....	7
Figure 2.2	a) Profil spatial de l'intensité d'une source de rayons-X pour une anode conique rotative; les différentes trajectoires des photons X ne traversent pas la même quantité de métal avant leur éjection de l'anode, b) halo de faible intensité causé par les électrons secondaires peut être atténué par l'usage de collimateurs. ....	8
Figure 2.3	Schéma d'une source à anode rotative typique. Elle est composée d'un générateur produisant : 1) la haute-tension appliquée entre l'anode et la cathode, permettant de définir l'énergie maximale des photons à la sortie du tube, 2) le courant traversant le filament de la cathode, permettant de définir l'intensité du flux de photons à la sortie du tube (adapté de [Seibert, 2004]). ....	9
Figure 2.4	Principaux types de sources de rayons-X; a) fenêtre latérale (side-window) et b) fenêtre frontale (end-window). ....	10
Figure 2.5	Atténuation d'un faisceau de photons traversant une cible: a) uniforme, soit composée d'un seul matériau, b) possédant plusieurs couches d'atténuation différentes. ....	12
Figure 2.6	Imagerie des structures internes d'un patient par TDM (tiré de [Zlatin, 2002]). ....	13
Figure 2.7	Différentes générations de scanner TDM; a) première, b) deuxième, c) troisième, d) quatrième (tiré de [Elbakri, 2003a]). ....	14
Figure 2.8	Différentes projections constituent le sinogramme: a) géométrie parallèle, b) géométrie éventail (tiré de [Kak et al., 1988]). ....	15
Figure 2.9	Différents objets et leur représentation dans l'espace de Radon: (haut) mire Shepp-Logan, (milieu) géométrie simple, (bas) 2 points. ....	16
Figure 3.1	Un objet et l'une de ses projections, prise à un angle $\theta$ avec le système d'axe (tiré de [Kak et al., 1988]). ....	19
Figure 3.2	Le théorème de la coupe centrale stipule que la TF d'une projection correspond à une ligne radiale dans l'espace de Fourier de l'objet image (tiré de [Kak et al., 1988]). ....	20
Figure 3.3	Les données collectées sont positionnées sur des lignes radiales polaires dans l'espace fréquentiel et doivent être interpolées sur une grille cartésienne. L'interpolation est moins précise lorsque les points sont éloignés de l'origine. ....	22
Figure 3.4	Une symétrie existe entre les projections opposées lors d'une acquisition en géométrie parallèle. ....	23

Figure 3.5	Bien que l'équation 3.14 ne prévoit pas l'application d'un terme correctif sur le filtre rampe, en réalité différentes fenêtres d'apodisation sont utilisées lors de reconstructions FBP. Leur utilisation permet de diminuer le niveau de bruit lors d'acquisitions à faible statistique en pénalisant le contenu haute fréquence de l'image. En contre-partie la résolution spatiale de l'image reconstruite est dégradée. ....	25
Figure 4.1	Schéma conceptuel des étapes nécessaires à une reconstruction itérative. ....	29
Figure 4.2	a) Trajectoire des photons voyageant entre la source et les détecteurs en utilisant un seul rayon par détecteur; b) l'espace couvrant l'objet à imager doit être discrétisé, définissant ainsi les paramètres de la matrice système; c) pour un rayon donné, une pondération doit être apportée à chacun des pixels $j$ traversés, généralement correspondante à la longueur du segment traversant le pixel. ....	30
Figure 4.3	Siddon, avec son algorithme, propose une recherche de la distance séparant les points de croisement entre une droite (représentant une trajectoire) et les différentes droites ( $Dx_n$ , $Dy_n$ ) définissant une grille cartésienne. Cette méthode est beaucoup plus efficace qu'une recherche basée sur l'algèbre linéaire effectuée sur les $N^2$ pixels de la grille. ....	32
Figure 4.4	Une stratégie consiste à utiliser $n \times p$ rayons pour simuler les trajectoires possibles entre la source et les détecteurs: a) un seul rayon par détecteur; b) $n \times p = 3 \times 1$ pour prendre en considération de la dimension non nulle des détecteurs; c) $n \times p = 3 \times 3$ pour prendre en considération de la dimension non nulle des détecteurs et de la source. ....	33
Figure 4.5	Reconstructions d'une mire analytique, sans bruit ajouté, 64 détecteurs, 360 projections, magnification $2\times$ , fenêtre visuelle 0.99-1.06: a) reconstruction analytique sans filtre d'apodisation et b) avec filtre Hann; c) reconstruction itérative avec un seul rayon par détecteur, algorithme OSEM 7 itérations et 10 sous-ensembles, matrice de taille 20 Mo; d) 5 rayons par détecteurs, 17 itérations, taille de 56 Mo, e) 50 rayons par détecteurs, 20 itérations, taille 64 Mo; f) g) h) versions filtrées, respectivement des figures c-d-e, filtre gaussien, fenêtre mobile $3 \times 3$ , 10 applications; i) j) k) rétroprojection d'une seule projection de la matrice système, respectivement pour 1, 5 et 50 rayons par détecteurs, illustrant le fait qu'une matrice système sous-échantillonnée ne fournit pas une image reconstruite de qualité optimale. ...	35
Figure 4.6	Rétroprojection d'une seule projection par la méthode ray-driven (gauche) et distance-driven (droite). La nouvelle méthode est libre de la contribution en $1/R^2$ et moins sujette aux artefacts à haute fréquence pour une faible densité de rayons utilisés (tiré de [De Man et al., 2004]). ....	36
Figure 4.7	Les OS doivent être choisis de manière à contenir les projections les plus espacées les unes des autres dans l'espace sinogramme. ....	42



Figure 4.8	Image reconstruite OSC après seulement une itération utilisant différentes initialisations; a) initialisation avec ellipse uniforme, b) initialisation avec FBP-Hann avec une fréquence de coupure de $0.7 \times \text{Nyquist}$ et c) FBP-Hann avec fréquence de coupure de Nyquist (tiré de [Zbijewski et al., 2004a]). ..	44
Figure 4.9	Reconstructions OSC utilisant différentes résolutions de matrice système; a) grille de $512 \times 512$ pixels, b) grille de $1024 \times 1024$ repliée sur $512 \times 512$ pixels, une diminution de la taille des pixels se traduit par une diminution de l'intensité des artefacts de transition (tiré de [Zbijewski et al., 2004b]). ...	45
Figure 5.1	Schéma conceptuel du simulateur TEP/TDM de l'Université de Sherbrooke. Deux cartes analogiques conçues initialement pour le scanner LabPET™ sont juxtaposées et opposées à une source de rayons-X, (bas) photo du montage réel. ....	49
Figure 5.2	Chaîne de traitement du signal acceptant les événements entrants (photons de 511 keV ou photons X) et en extrayant différentes informations (énergie, temps). ....	50
Figure 5.3	Spectre mesuré pour une seule voie électronique, avec et sans objet présent, correspond au nombre d'événements collectés en fonction de leur énergie. ....	51
Figure 5.4	La source de rayons-X du simulateur TDM est montée sur un axe rotatif, permettant d'effectuer un balayage récurrent ( <i>raster scan</i> ) fournissant la réponse angulaire des détecteurs. Une transformation de $\theta$ vers $\phi$ est ensuite nécessaire pour intégrer cette information à la matrice système. ....	52
Figure 5.5	Résultat d'un balayage récurrent normalisé permettant de déterminer la réponse angulaire de chacun des détecteurs avec une grande précision. ....	53
Figure 5.6	Schéma du modèle informatique générant la matrice système. ....	56
Figure 6.1	Définition des différentes mires utilisées dans cette section; la première colonne donne un aperçu de la mire selon une fenêtre d'intensité adéquate, la seconde définit les coefficients d'atténuation ( $\text{cm}^{-1}$ ) utilisés et la dernière montre les sinogrammes correspondants. ....	60
Figure 6.2	Différentes reconstructions des mires présentées en Figure 6.1 avec système haute résolution (256 détecteurs), la première colonne présente les mires parfaites. Il est possible d'y lire le nombre de pixels utilisés pour les grilles de reconstruction ainsi que la fenêtre visuelle appliquée sur les niveaux de gris (en $\text{cm}^{-1}$ ). Les deux prochaines colonnes montrent respectivement les reconstructions FBP sans et avec filtrage Hann. Les deux dernières colonnes contiennent les reconstructions itératives sans et avec post-filtrage (filtre T-B-N; T=type de fenêtre mobile {0=aucune, 1=Gaussienne $3 \times 3$ }, B=filtre bilatéral {0=non, 1=oui}, N=nombre d'applications du filtre). ....	61

Figure 6.3	Différentes reconstructions des mires présentées en Figure 6.1 avec système faible résolution (40 détecteurs), la première colonne présente les mires parfaites. Il est possible d'y lire le nombre de pixels utilisés pour les grilles de reconstruction ainsi que la fenêtre visuelle appliquée sur les niveaux de gris (en cm-1). Les deux prochaines colonnes montrent respectivement les reconstructions FBP sans et avec filtrage Hann. Les deux dernières colonnes contiennent les reconstructions itératives sans et avec post-filtrage (filtre T-B-N; T=type de fenêtre mobile {0=aucune, 1=Gaussienne 3×3}, B=filtre bilatéral {0=non, 1=ooui}, N=nombre d'applications du filtre). Les reconstructions FBP de la mire de contraste avec cylindres pleins semblent de diamètre inférieur en raison de la fenêtre visuelle étroite. ....	62
Figure 6.4	Différentes reconstructions FBP-RamLak de la mire de contraste analytique à cylindres vides pour divers degrés de résolution d'un système, une fenêtre visuelle très large est utilisée [0.9-1.1] mais d'importants artefacts sont tout de même visibles à très basse résolution (10 rayons sont tracés par détecteur pour simuler une largeur non nulle). ....	63
Figure 6.5	Différentes reconstructions FBP-RamLak de la mire de contraste analytique à cylindres vides, permettant de distinguer les effets du sous-échantillonnage de projection contre ceux du sous-échantillonnage angulaire. Lorsque très peu de détecteurs sont utilisés, la résolution est lourdement affectée et l'action de multiplier les mesures angulaires n'apporte pas de bénéfice au niveau de la qualité d'image. D'autre part, utiliser un nombre raisonnable de détecteurs mais peu de projections affecte plus lourdement le niveau de bruit de l'image tout en conservant une résolution convenable. Ajouter un grand nombre de rayons par détecteur pour simuler un effet de volume partiel affecte très peu le résultat. Une fenêtre visuelle très large [0.9-1.1] est utilisée pour toutes les images. ....	64
Figure 6.6	Reconstructions itératives (OSC-10 avec 10 itérations) d'une mire de contraste simple utilisant un sinogramme généré à l'aide de GATE: a) avec rayonnement diffusé; b) en excluant le rayonnement diffusé dans l'objet; les figures c et d correspondent respectivement aux versions filtrées de a et b (3 applications d'un filtre gaussien 3×3); les figures e et f correspondent respectivement aux profils passant par le centre des images a et b. La contribution du diffusé diminue le rapport signal sur bruit et amplifie l'artefact présent au centre de l'image. ....	66
Figure 6.7	Évaluation de la dose reçue par 1 cm axial de matière en fonction de l'intensité du courant du tube à rayons-X pour une durée d'exposition de 1 seconde. ....	68
Figure 6.8	Mesure du niveau de bruit d'une mire d'eau en fonction du nombre d'itérations OSC-10, après une étape de filtrage gaussien (360 projections de 2 s avec source à 20 µA). ....	70

- Figure 6.9 Mesure de résolution utilisant une mire contenant 5 tiges de tungstène de 100  $\mu\text{m}$ , reconstruction OSC-10 avec 10 itérations; (haut) PSF obtenue en moyennant 4 profils tirés du même point, (bas) MTF associée. .... 70
- Figure 6.10 a) Reconstruction de la mire utilisée pour l'analyse du niveau de bruit (10 itérations, OSC-10). Un cylindre de plastique (diamètre extérieur/intérieur de 32/28.5 mm) est rempli d'eau et l'écart type est mesuré sur un région circulaire (diamètre 7 mm) située près du centre de l'objet; b) Reconstruction de la mire utilisée pour l'analyse de résolution (20 itérations, OSC-10). Différentes tiges de tungstène (diamètre de 100  $\mu\text{m}$ ) sont insérées dans un cylindre de plastique (diamètre de 25 mm) et espacées de 4 mm. La PSF est estimée en moyennant les 4 profils passant par le point situé à 8.0 mm du centre. Les artefacts sont causés par les régions (points) de très haut contraste. .... 71
- Figure 6.11 Rendus 3D produits à partir des données reconstruites d'un scan corps entier d'une souris sacrifiée: reconstruction originale (gauche) et après application d'une région d'exclusion cylindrique (droite). En choisissant différemment le seuil, il est possible de visualiser la peau (haut) ou les os (bas). L'animal fut sacrifié dû à la très grande durée de l'acquisition (5h30) et à la difficulté de le conserver sous anesthésiant sur le simulateur. .... 72
- Figure 6.12 Tranches individuelles utilisées pour générer les rendus 3D de la figure 6.11. Une seule tranche sur deux est présentée pour ne pas alourdir la figure. Le contraste est amplement raisonnable pour l'observation des contours de l'animal et des structures osseuses, mais insuffisant pour la différenciation des tissus mous. .... 73
- Figure 6.13 Différents exemples de fusion d'images TEP/TDM obtenues à l'aide du même ensemble de détection: (haut) mire de résolution avec trous d'air de 5, 4, 3, 2 et 1 mm de diamètre; (milieu) mire Ultra Micro avec trous de 2.4, 2.0, 1.7, 1.35, 1.0 et 0.75 mm de diamètre; (bas) souris injectée au Na<sup>18</sup>F, coupe au niveau des poumons (dose TDM utile approximative de 4  $\mu\text{Gy}$ ). ... 75

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4.1 Différentes versions des algorithmes de traçage de rayons (ray-tracing) rapportés dans la littérature. ....	32
Tableau 4.2 Nomenclature définissant la reconstruction statistique en transmission. ....	37
Tableau 5.1 Description et taille des différents paramètres composants la matrice système. ....	54
Tableau 5.2 Récapitulatif des variables nécessaires au modèle informatique. ....	57

## LEXIQUE

CAN (ADC)	Convertisseur analogue-numérique ( <i>Analog-to-Digital Converter</i> )
CBE	<i>Cell Broadband Engine</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
CT	<i>Computed Tomography</i> (version anglaise de TDM)
DSP	<i>Digital Signal Processor</i>
EM	<i>Expectation Maximization</i>
eV	électron Volt ( $1.602 \times 10^{-19}$ Joules)
FBP	<i>Filtered BackProjection</i> , rétroprojection filtrée
FPGA	<i>Field-Programmable Gate Array</i>
GPU	<i>Graphical Processing Unit</i>
GRAMS	Groupe de Recherche en Appareillage Médical de Sherbrooke
Gy	Gray, unité de mesure de dose
MLEM	<i>Maximum Likelihood Expectation Maximization</i> , algorithme de reconstruction
OS	<i>Ordered Subsets</i> , méthode d'accélération pour algorithmes de reconstruction
OSC	<i>Ordered Subsets Convex</i> , algorithme de reconstruction
PDA	PhotoDiode à Avalanche
<i>phoswich</i>	<i>Phosphor Sandwich</i> , détecteur constitué de deux ou plusieurs scintillateurs
SNR	<i>Signal to noise ratio</i> , rapport signal sur bruit
TDM	Tomodensitométrie, aussi connue sous la désignation de tomographie axiale ou tomographie à rayons-X assistée par ordinateur (CT pour <i>Computed Tomography</i> ), modalité d'imagerie médicale anatomique
TEM	Tomographie d'Émission Monophotonique, modalité d'imagerie médicale métabolique
TEP	Tomographie d'Émission par Positrons, modalité d'imagerie médicale métabolique
TF	Transformée de Fourier
TPM	Tube PhotoMultiplicateur
TRML	<i>Transmission Maximum Likelihood</i> , algorithme de reconstruction

## CHAPITRE 1

## INTRODUCTION

La tomodensitométrie (TDM), ou tomographie à rayons-X assistée par ordinateur (CT, *Computed Tomography*), est une modalité d'imagerie dont les fondements pratiques furent jetés en 1895 par Wilhelm Roentgen. Il venait à cette époque d'inventer la radiographie classique grâce à la découverte des rayons-X, laquelle permet une visualisation bidimensionnelle des structures internes d'un corps. Avec l'apparition des détecteurs de rayonnement et le progrès sans cesse croissant des ordinateurs, la TDM rend maintenant possible l'imagerie de volumes complets avec une rapidité surprenante. Ces images sont dites anatomiques puisqu'elles permettent la différenciation *in vivo* des tissus, et ce, de façon non invasive. Certains systèmes cliniques peuvent aujourd'hui produire des images quantitatives extrêmement précises avec une résolution bien en deçà du millimètre [Paulus et al., 2000, Holdsworth et al., 2002, Lee et al., 2003, Badea et al., 2004, Delpierre et al., 2005].

L'information de nature anatomique, bien que très utile dans les domaines de recherche portant sur l'oncologie, la cardiologie et la neurologie, ne fournit que très peu d'informations sur le fonctionnement des tissus et des organes. Les modalités de type moléculaire, fournissant une information fonctionnelle, physiologique et métabolique, permettent, quant à elles, la localisation et la quantification de biomarqueurs (radiotraceurs, sondes optiques ou autres) à l'intérieur du corps humain [Weissleder et al., 2001]. Actuellement, la tomographie d'émission par positrons (TEP) et la tomographie d'émission monophotonique (TEM) sont très populaires, mais les images qu'elles fournissent ne permettent pas toujours de localiser précisément une région spécifique du corps, ni de quantifier adéquatement la concentration du radiotraceur dans un tissu spécifique. Pour en faciliter l'analyse et l'interprétation, il devient intéressant de combiner ces images moléculaires à celles provenant d'un scan anatomique. En plus de servir de support visuel, l'image anatomique permet une meilleure quantification de la distribution des radiotraceurs en fournissant la possibilité d'une correction d'atténuation et de volume partiel [Manglos et al., 1991, Tatsumi et al., 2003, Blodgett et al., 2007].

Pour sa capacité à détecter les marqueurs avec une grande sensibilité, la TEP est l'outil de recherche préconisé par les équipes du Laboratoire de tomographie d'émission par positrons (LabTEP), mené par le docteur Lecomte, et du Groupe d'appareillage médical de Sherbrooke (GRAMS), mené par le docteur Fontaine, tous deux affiliés à l'Université de Sherbrooke. La particularité des scanners TEP développés par le groupe de recherche réside dans leur fabrication à base de photodiodes à avalanche (PDA). Ces dernières, par opposition aux traditionnels tubes photomultiplicateurs (TPM), présentent plusieurs avantages: elles sont insensibles aux champs magnétiques externes, peu encombrantes et possèdent un rendement quantique nettement supérieur aux longueurs d'ondes utilisées [Petrillo et al., 1984, Lecomte et al., 1985]. Pour des considérations de coûts, de densité électronique et de rapport signal sur bruit (SNR), les détecteurs composant le système actuellement en développement possèdent une surface active de l'ordre du  $\text{mm}^2$  [Fontaine et al., 2005]. Ce facteur dominant de la résolution spatiale de l'appareil, quoique d'une taille adéquate pour les besoins de la TEP, demeure de un à deux ordres de grandeurs supérieur à celui retrouvé sur les systèmes microTDM (*microCT*) dédiés récents [Lee et al., 2003, Badea et al., 2004]. Or, il s'avère que la réalisation d'un scanner bimodal TEP/TDM pour petits animaux soit l'un des projets actifs du groupe de recherche. Si ce type d'imageur est déjà répandu dans l'industrie, il est toujours constitué d'un scanner TEP auquel est juxtaposé axialement un scanner TDM haute résolution. Il s'agit de deux appareils distincts qui semblent pourtant n'en former qu'un extérieurement. Le prototype en développement possède la caractéristique originale de pouvoir effectuer les deux types d'acquisition à l'aide d'un seul et même anneau de détecteurs, utilisant par conséquent la même électronique et le même système d'acquisition. Cet anneau est donc conçu et développé pour les besoins précis de la TEP. Son utilisation en TDM est adaptée et reste donc sous-optimale à bien des égards. Par contre, l'approche combinée mise de l'avant présente des avantages potentiels significatifs dans un contexte d'imagerie moléculaire.

Pour une géométrie fixée, le second facteur important influençant la résolution spatiale en TDM provient de la qualité des algorithmes de reconstruction utilisés. Pour leur simplicité d'implantation et leur faible durée de calcul, les algorithmes analytiques employant la rétroprojection filtrée (FBP) constituent le standard adopté depuis très longtemps en industrie. Ils nécessitent généralement un ré-échantillonnage (*rebinning*) et une interpolation des

données, opérations dégradant la résolution et introduisant des artefacts dans les images reconstruites [Elbakri, 2003a], surtout lorsque les données initiales mesurées sont irrégulières. Il existe des alternatives à ces méthodes de reconstruction traditionnelles et elles se divisent en deux classes: les techniques algébriques et les techniques statistiques (dites itératives). Les premières trouvent leur fondement dans une approche de résolution matricielle, alors que les secondes nécessitent une description minutieuse de la géométrie du système et des processus physiques inhérents aux méthodes d'acquisition, notamment en ce qui concerne la nature statistique des mesures. Par leur capacité à modéliser le bruit, les méthodes itératives ont démontré, par le passé, leur supériorité face aux approches analytiques en situation de faible statistique, notamment en imagerie TEP et TEM [Miller et al., 1985, Snyder et al., 1987, Chen et al., 1988, Chornoboy et al., 1990].

Les doses administrées par les scanners microTDM commerciaux sont généralement très grandes (entre 1 et 8 cGy [Paulus et al., 2000, Holdsworth et al., 2002, Lee et al., 2003, Badea et al., 2004]), ce qui contraste avec les objectifs d'études moléculaires de la TEP [Weissleder et al., 2001]. Celles-ci visent souvent à répéter les études sur un même animal pour suivre la progression d'une pathologie ou mesurer l'efficacité d'un traitement, et ce en tentant de perturber le moins possible sa physiologie. Par conséquent, il est important d'administrer un rayonnement à faible dose lors du scan TDM, préférablement en deçà de 1 cGy [Kohn et al., 1956]. Le scanner combiné TEP/TDM proposé fonctionne en mode comptage de photons, et ce, même pour l'acquisition TDM (par opposition au mode d'intégration utilisé universellement en TDM), ce qui devrait permettre de faire un meilleur usage de la dose administrée [Giersch et al., 2004, Shikhaliev, 2005]. Le présent projet se consacre donc au développement et à l'implantation d'algorithmes de reconstruction TDM itératifs efficaces dans un contexte de scanner bimodal basse résolution et faible dose.





## CHAPITRE 2

## PHYSIQUE ET INSTRUMENTATION EN TDM

## 2.1 Production des rayons-X

Du spectre électromagnétique, les photons dont la longueur d'onde varie de quelques nanomètres à quelques picomètres constituent le spectre X. La production artificielle de ces photons est effectuée par bombardement d'un matériau cible à l'aide d'électrons fortement accélérés. Généralement, les tubes actuels se composent d'une enceinte sous vide contenant deux électrodes: une cathode servant de source d'électrons et une anode servant de cible. Pour libérer ces électrons de la cathode, l'extrémité de celle-ci est traversée à un courant électrique. Dû à la résistivité du matériau, la température à sa surface augmente et des électrons sont libérés par un procédé connu sous le nom de d'émission thermoionique [Seibert, 2004]. En appliquant une grande différence de potentiel entre ces électrodes (généralement plusieurs kilovolts (kV)), un flux d'électrons est créé. Les photons X sont produits lors de la collision de ces électrons accélérés sur l'anode. Ces collisions peuvent prendre différentes formes dont la plupart ne résultent qu'en dissipation thermique [Hsieh, 2003].

Lorsqu'un électron circule à grande vitesse dans l'entourage immédiat d'un noyau, l'attraction due aux charges opposées de la particule et des protons du noyau cause le ralentissement de celle-ci et/ou une collision entre les deux corps. Dans ces deux cas, l'électron voit son énergie cinétique réduite et le système compense cette variation d'énergie par l'éjection de radiation prenant la forme de photons (Figure 2.1a). Cet effet porte le nom de *Bremsstrahlung*, ou radiation de freinage. Le spectre d'émission dû à cet effet couvre la plage comprise entre les photons d'énergie presque nulle (aucune collision) et ceux possédant la même énergie que les électrons projectiles (collision directe). Puisque le noyau n'occupe qu'une portion très réduite de la distribution spatiale d'un atome ( $r_{\text{atome}} \approx 10^{-10}$  m,  $r_{\text{noyau}} \approx 10^{-15}$  m), la probabilité d'occurrence d'un impact direct est relativement faible.

Il est aussi possible qu'un électron accéléré interagisse avec un électron provenant d'une couche interne d'un atome du milieu cible. Dans un tel cas, l'éjection de l'électron interne provoque une carence dans le cortège électronique de l'atome. Pour parer à cet état instable, un électron provenant d'une couche supérieure de moindre énergie viendra remplir l'espace nouvellement vacant. Cette transition peut venir d'une couche directement voisine, d'une couche éloignée ou s'effectuer selon une cascade. Un photon sera émis et l'énergie de ce dernier correspondra à la différence des énergies de liaison entre les deux couches concernées (Figure 2.1b). Cette radiation est dite caractéristique puisque, d'une part, ces différences d'énergie sont propres aux atomes constituant le matériau cible, mais aussi car certaines transitions sont statistiquement plus probables que d'autres. Ceci se traduit par un spectre d'émission possédant des raies à certaines énergies bien particulières et dont les différences d'amplitudes relatives sont aussi caractéristiques. Le spectre de sortie d'un tube standard n'est donc pas monoénergétique, mais bien un continuum superposé à des raies caractéristiques dont il ne faut ignorer la présence (Figure 2.1c).

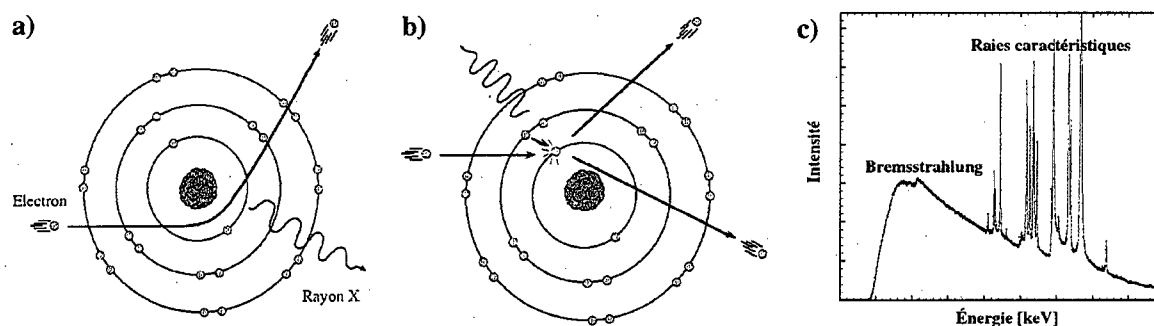


Figure 2.1 a) Génération de radiation de freinage, b) génération de radiation caractéristique, c) spectre de sortie d'un tube à rayons-X.

Une très faible partie de l'énergie des électrons projectiles est transférée sous forme de radiations X ( $\sim 1\%$ ), la majeure partie contribuant à augmenter la température de l'anode. Celle-ci peut augmenter de plusieurs milliers de degrés Celsius si exposée à un flux d'électrons important. Pour cette raison, l'anode est généralement construite à l'aide d'un matériau à point de fusion très élevé, tel le tungstène ou le platine. L'augmentation locale de température sera proportionnelle au flux d'électrons incident sur le métal, c'est pourquoi l'anode est généralement formée d'une surface inclinée en rotation (cible conique révolutionnant souvent

à plusieurs milliers de RPM). De cette façon la surface dissipatrice devient une bande complète d'une géométrie conique. Ces artifices permettent donc d'augmenter la puissance utilisée sans endommager l'anode. En contrepartie, l'utilisation d'un plan incliné produit habituellement un point focal non uniforme se traduisant par un profil d'intensité aussi non uniforme (les rayons-X ne parcourent pas tous la même trajectoire avant de s'éjecter de l'anode). Il est aussi possible que des électrons soient éjectés du point focal et interagissent ailleurs dans l'anode produisant ainsi un rayonnement hors focal (Figure 2.2). Ces électrons secondaires sont statistiquement moins nombreux et produisent ainsi un halo d'une faible intensité superposé au profil primaire. En pratique, ceci peut causer une dégradation de la détection des zones à faible contraste ainsi que des artefacts d'ombrage [Hsieh, 2003]. Il est possible de réduire ces deux effets par l'utilisation de collimateurs dont la position et l'épaisseur sont soigneusement choisies pour compenser la géométrie de l'anode.

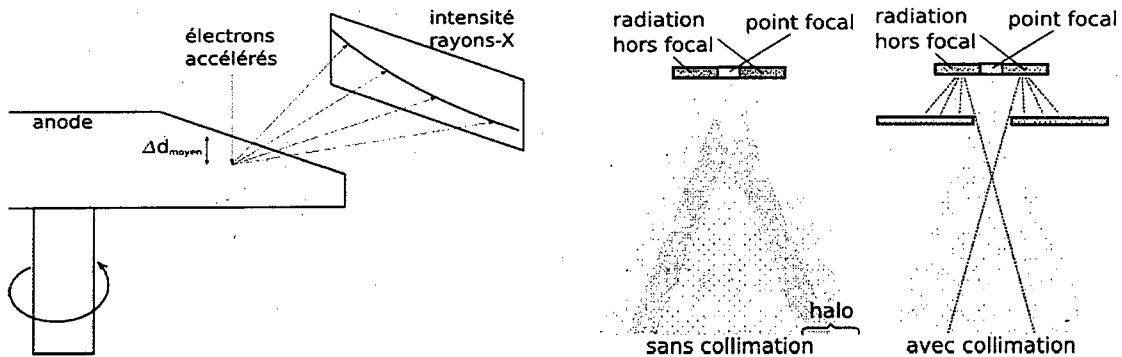


Figure 2.2 a) Profil spatial de l'intensité d'une source de rayons-X pour une anode conique rotative; les différentes trajectoires des photons X ne traversent pas la même quantité de métal avant leur éjection de l'anode, b) halo de faible intensité causé par les électrons secondaires peut être atténué par l'usage de collimateurs.

L'anode rotative est utilisée dans les sources à fenêtre latérale (*side-window*, Figure 2.4a). La direction des rayons-X en sortie de ce type de source est généralement perpendiculaire à la direction des électrons circulant entre la cathode et l'anode (l'angle peut aussi être inférieur à  $90^\circ$ ). Une tension fortement négative est appliquée à la cathode tandis que l'anode reste à la masse; les électrons éjectés de la cathode chauffée sont donc accélérés en direction de l'anode. Malheureusement une grande fraction des électrons incidents sont rétrodiffusés et contribuent au stress thermique appliqué sur la fenêtre de sortie. Cette fenêtre,

généralement composé de Béryllium, doit par conséquent être assez épaisse ( $> 300 \mu\text{m}$ ) et absorbe une fraction considérable du rayonnement mou (i.e. de faible énergie). Les radiations caractéristiques de plus faible énergie propres au matériau constituant l'anode (raies L, M, ...) sont donc souvent absentes du spectre de sortie.

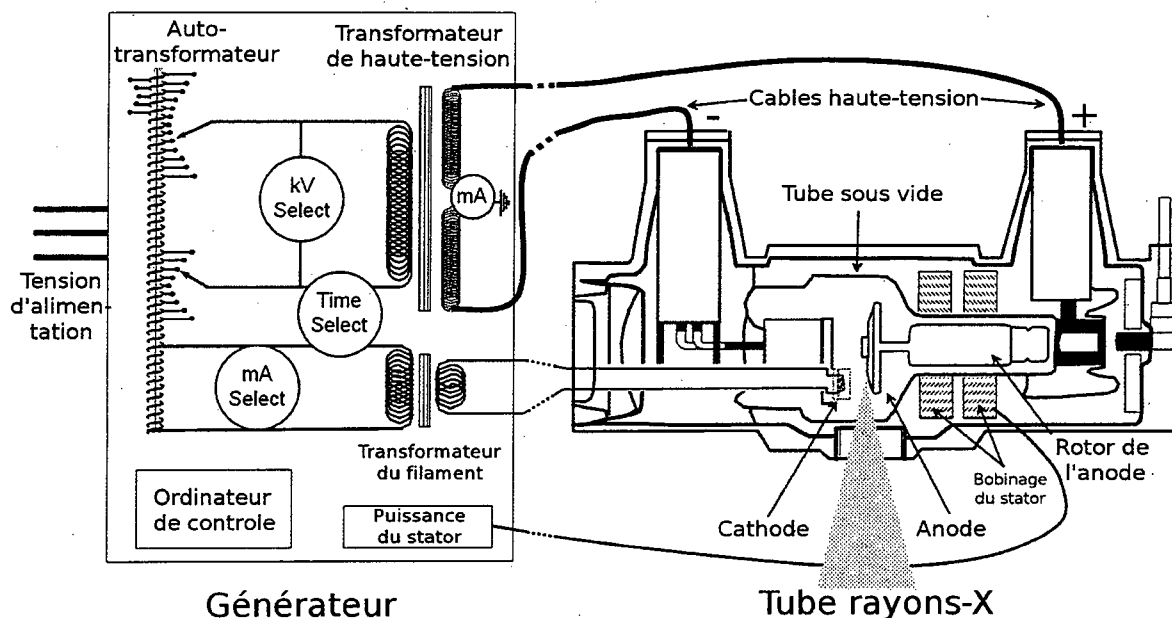


Figure 2.3 Schéma d'une source à anode rotative typique. Elle est composée d'un générateur produisant : 1) la haute-tension appliquée entre l'anode et la cathode, permettant de définir l'énergie maximale des photons à la sortie du tube, 2) le courant traversant le filament de la cathode, permettant de définir l'intensité du flux de photons à la sortie du tube (adapté de [Seibert, 2004]).

Il existe aussi un autre type de source dit à fenêtre frontale (*end-window*, Figure 2.4b). Dans cette configuration l'anode est fixe et entourée d'une cathode annulaire. La tension sur l'anode est fortement positive tandis que la cathode reste à la masse. Dû à la différence de potentiel entre l'anode et le châssis de la source, les électrons rétrodiffusés sont redirigés vers l'anode et ne contribuent pas au réchauffement de la fenêtre de sortie. L'épaisseur de cette dernière peut alors être réduite (généralement entre  $75$  et  $125 \mu\text{m}$ ), atténuant ainsi le durcissement du faisceau de sortie.

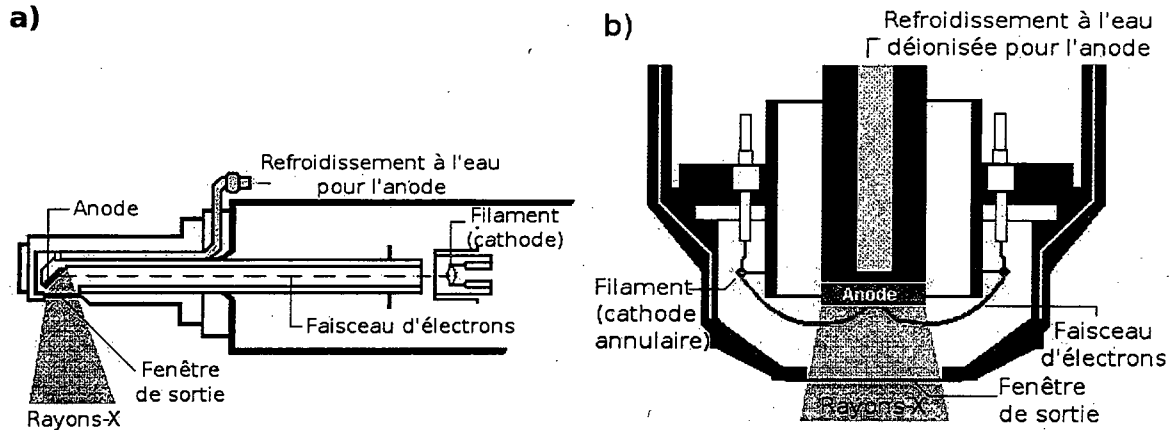


Figure 2.4 Principaux types de sources de rayons-X; a) fenêtre latérale (*side-window*) et b) fenêtre frontale (*end-window*).

## 2.2 Interaction avec la matière

Les photons X traversant la matière interagissent principalement selon trois types d'interactions. Le coefficient d'atténuation linéaire d'un matériau représente la contribution combinée de ces types d'interactions. Pour un flux de photons d'une énergie donnée traversant un matériau de constitution homogène, l'atténuation sera une fonction exponentielle de l'épaisseur de matériaux rencontrée [Hsieh, 2003].

L'interaction la plus significative est celle menant à l'effet photoélectrique. Lors d'une collision élastique survenant entre un photon X et un électron d'une couche profonde associé à un atome du milieu, si l'énergie du photon est plus grande ou égale à l'énergie de liaison de l'électron, ce premier lègue la totalité de son énergie au second et cesse d'exister. Il y a donc création d'un ion (atome auquel il manque un électron pour être électriquement neutre), d'un photoélectron (l'électron est éjecté après la collision avec le photon) et d'un ou plusieurs photons caractéristiques (tel que vu précédemment) [Einstein, 1905]. Le photoélectron et les radiations caractéristiques ne parcourent qu'une très courte distance avant d'être réabsorbés par le milieu, ainsi un photon X soumis à cette interaction dans le sujet étudié disparaît (il est donc absorbé) et ne laisse aucune trace pouvant être perçue par le système de détection.

En terme de probabilité dans les tissus vivants, l'effet Compton est le plus important [Compton, 1923, Eisberg et al., 1985, Hsieh, 2003]. Dans ce type d'interaction, un photon X

frappe un électron d'une couche externe et le libère. Le photon conserve partiellement son énergie et dévie de sa trajectoire initiale selon un angle  $\theta$  compris entre 0 et  $\pm 180^\circ$ . Les photons conservant une faible énergie sont majoritairement rétrodiffusés ( $|\theta| > 90^\circ$ ), tandis que ceux de plus haute énergie ont tendance à conserver plus fidèlement la trajectoire initiale ( $|\theta| < 90^\circ$ ). Lorsque ces photons sont enregistrés par le système de détection, ils possèdent alors très peu d'information sur la localisation de l'interaction et, conséquemment, contribuent à dégrader la qualité des images reconstruites. C'est pourquoi certains systèmes utilisent des détecteurs avec collimateurs éliminant une grande partie de ce rayonnement diffusé. Ceci est malheureusement obtenu au détriment de la sensibilité, puisque ces collimateurs doivent posséder une épaisseur non négligeable pour conserver une certaine efficacité.

Le troisième type porte le nom de rayonnement cohérent, aussi dit de Rayleigh [Eisberg et al., 1985]. Il correspond au dépôt d'énergie nul d'un photon incident immédiatement réémis à la même longueur d'onde (d'où l'appellation cohérent). Il n'y a aucun transfert d'énergie et donc pas d'ionisation ou d'excitation des atomes du milieu. Ce rayonnement est évidemment dépendant du type de matériaux et varie selon  $Z^4$  et  $\xi^{-3}$  (où  $Z$  représente le numéro atomique et  $\xi$  l'énergie de la particule incidente). Les matériaux possédant de forts numéros atomiques étant très peu fréquents dans les tissus biologiques, cet effet n'est par conséquent pas d'une grande importance pour la TDM clinique. Ce rayonnement est favorisé dans la direction de propagation et contribue à un léger élargissement du faisceau incident. Il a cependant été démontré qu'il est possible d'utiliser cette information pour la caractérisation des os [Westmore et al., 1997, Batchelar et al., 2000].

## 2.3 Principes fondamentaux de la TDM

L'acquisition TDM est à la base une simple mesure de l'atténuation d'un faisceau de photons traversant un corps. Le long d'une trajectoire cette atténuation est représentée par une intégrale de ligne exprimée mathématiquement par la loi de Lambert-Beer :

$$I = I_0 e^{-\int_L \mu_x dx}, \quad (2.1)$$

où  $I_0$  représente l'intensité du faisceau initial,  $I$  l'intensité du faisceau atténué et  $\mu_x$  le coefficient d'atténuation linéaire du milieu dans la direction de propagation. Pour un faisceau monoénergétique traversant une cible uniforme, cette relation prend la forme simplifiée suivante :

$$I = I_0 e^{-\mu_0 d} \quad (2.2)$$

Un cas plus général consiste à imager une cible contenant un nombre fini de sections d'atténuation différentes, dans lequel cas l'équation 2.1 devient (Figure 2.5):

$$I = I_0 e^{-\sum_1^N \mu_n d_n} \quad (2.3)$$

Si cette mesure est répétée en déplaçant l'ensemble source/détecteur selon une droite, un profil d'atténuation de l'objet considéré est obtenu. L'inconvénient de cette méthode provient du fait qu'aucune information sur la distribution spatiale des différents milieux dans la direction de propagation n'est recueillie. Contre cette limitation fut la motivation majeure du développement de la TDM.

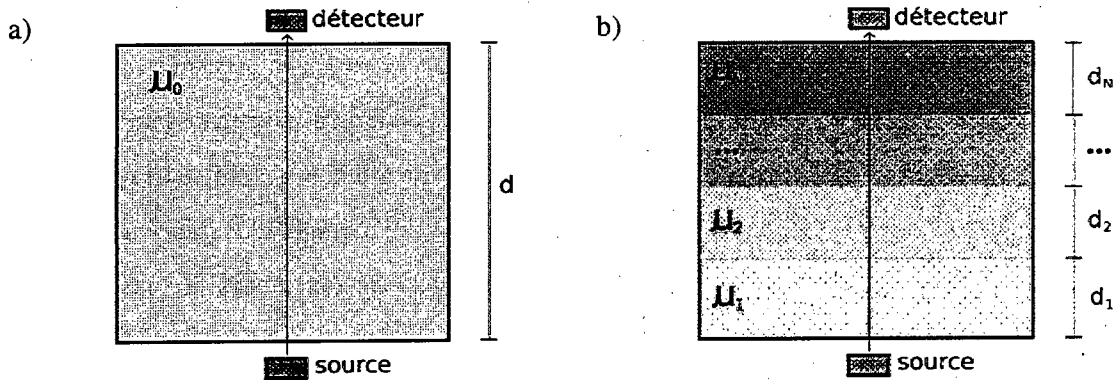


Figure 2.5 Atténuation d'un faisceau de photons traversant une cible: a) uniforme, soit composée d'un seul matériau, b) possédant plusieurs couches d'atténuation différentes.

La TDM cherche donc à obtenir une carte bidimensionnelle du milieu atténuant. Pour y parvenir, la mesure d'atténuation est répétée pour diverses positions angulaires de l'ensemble source/détecteur par rapport à une cible immobile. Chez un patient humain, ceci revient à imager les structures internes par tranches (Figure 2.6). Une image tridimensionnelle peut



aussi être obtenue en répétant la mesure pour différentes positions dans la direction axiale. Cette image n'est pas obtenue trivialement à partir des données acquises et des algorithmes de traitement sont nécessaires à la reconstruction.

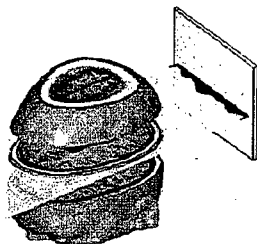


Figure 2.6 Imagerie des structures internes d'un patient par TDM (tiré de [Zlatin, 2002]).

Les premiers prototypes, appelés scanner de première génération, utilisent exactement les principes énoncés ci-haut (Figure 2.7a). Un détecteur est opposé à une source et l'ensemble se déplace selon une droite. L'action est répétée pour plusieurs positions angulaires permettant l'obtention d'un ensemble de données suffisant. Le grand avantage de cette technique est qu'elle permet l'acquisition d'images d'une grande résolution. En utilisant deux collimateurs fins au niveau de la source et du détecteur, il est possible de générer un faisceau très mince et de rejeter le rayonnement diffusé. La résolution des images ne repose ensuite que sur la finesse des translations et rotations effectuées. Une telle qualité a un prix, incarné par la durée de l'acquisition. Cette durée peut être acceptable lors de l'imagerie de cibles inertes dont les caractéristiques physiques sont invariantes dans le temps, mais devient un inconvénient majeur dans le contexte d'une utilisation clinique. L'agitation et l'impatience des sujets humains ont donc motivé le développement de scanners plus performants, i.e. à durée d'acquisition réduite.

Les scanners de seconde génération utilisent un banc de détecteurs et une source à faisceau éventail (Figure 2.7b). Cette nouvelle géométrie permet d'acquérir une région plus large du sujet pour chacune des positions du translateur, réduisant ainsi le nombre de positions nécessaires pour couvrir la totalité du champ de vue. Ceci permet de réduire la durée des acquisitions tout en obtenant une statistique équivalente à celle du modèle précédent.

L'évolution logique de ce procédé consiste à utiliser suffisamment de détecteurs et une source à faisceau suffisamment large pour couvrir intégralement le champ de vue. De cette façon la nécessité d'un translateur devient obsolète et le mouvement de l'ensemble source/détecteurs se résume à une simple rotation. Ces scanners sont dits de troisième

génération et constituent aujourd'hui le modèle le plus répandu en clinique (Figure 2.7c).

Jusqu'à présent, très peu de modèles de quatrième génération ont vu le jour (Figure 2.7d). Ils sont fabriqués à partir d'au moins un anneau complet de détecteurs et sont, par conséquent, très coûteux. Leur géométrie ne permet pas l'utilisation de collimateurs au niveau des détecteurs, les rendant plus sujets à la collecte de rayonnement diffusé [Hsieh, 2003]. Ils présentent cependant le grand avantage d'avoir une résolution non pas dictée uniquement par la géométrie du banc de détection, mais aussi par l'incrément angulaire utilisé lors de la rotation de la source [Hsieh, 2003]. De par la géométrie d'acquisition, ces modèles seraient aussi moins susceptibles aux artefacts circulaires [Macovski, 1983].

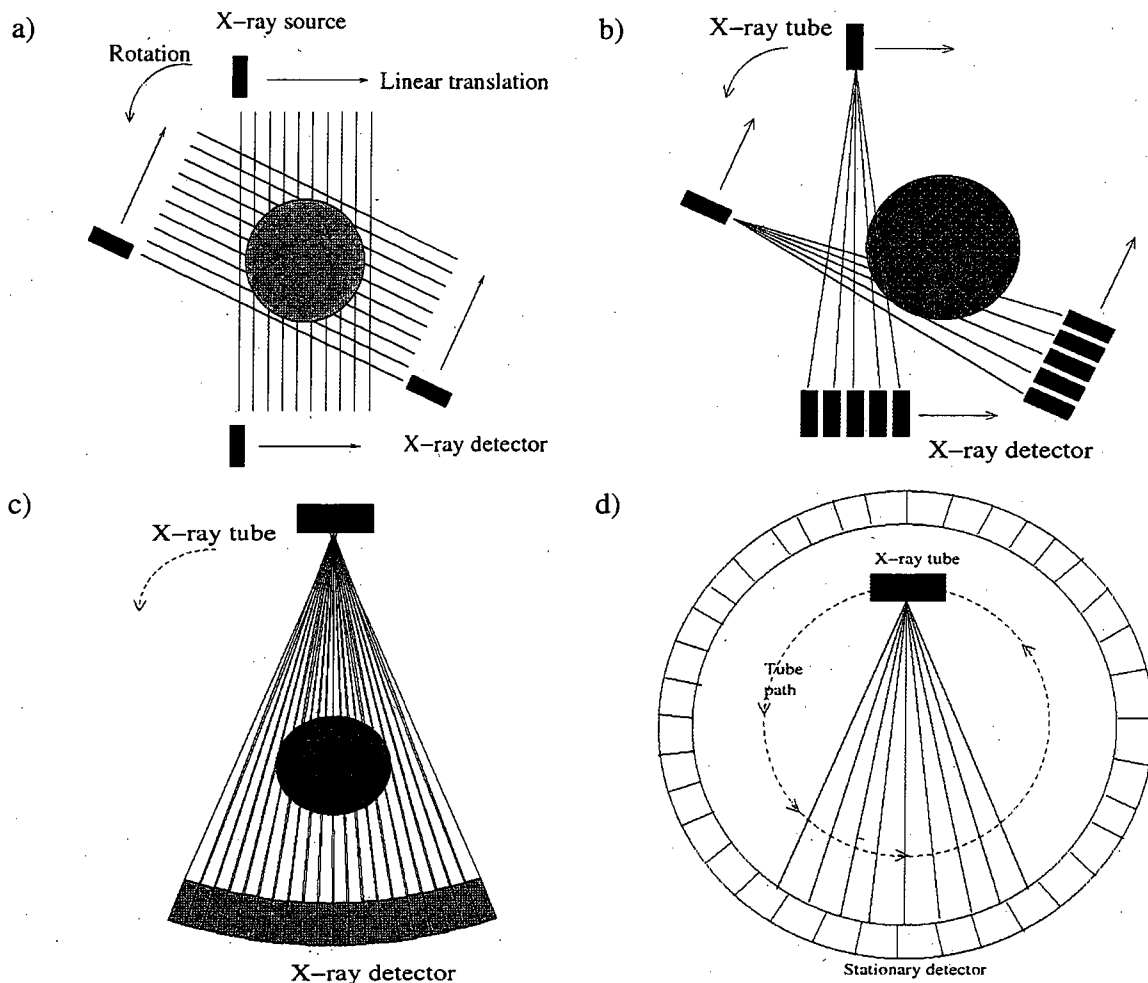


Figure 2.7 Différentes générations de scanner TDM; a) première, b) deuxième, c) troisième, d) quatrième (tiré de [Elbakri, 2003a]).

Le résultat brut obtenu par le scan TDM est conservé numériquement sous la forme d'un tableau à deux dimensions appelé *sinogramme*. Celui-ci est constitué d'un certain nombre de mesures, prises sur l'objet à différents angles et nommées *projections* (Figure 2.8). Ainsi, un appareil constitué d'un banc contenant D modules de détection ayant enregistré P projections produira un sinogramme de dimensions [P, D]. Ce terme provient du fait qu'un point dans l'espace objet produira une sinusoïde dans l'espace de projection, aussi appelé espace de Radon du nom de la transformée mathématique décrivant l'opération de projection. La Figure 2.9 présente quelques exemples de sinogrammes issus d'objets plus ou moins complexes.

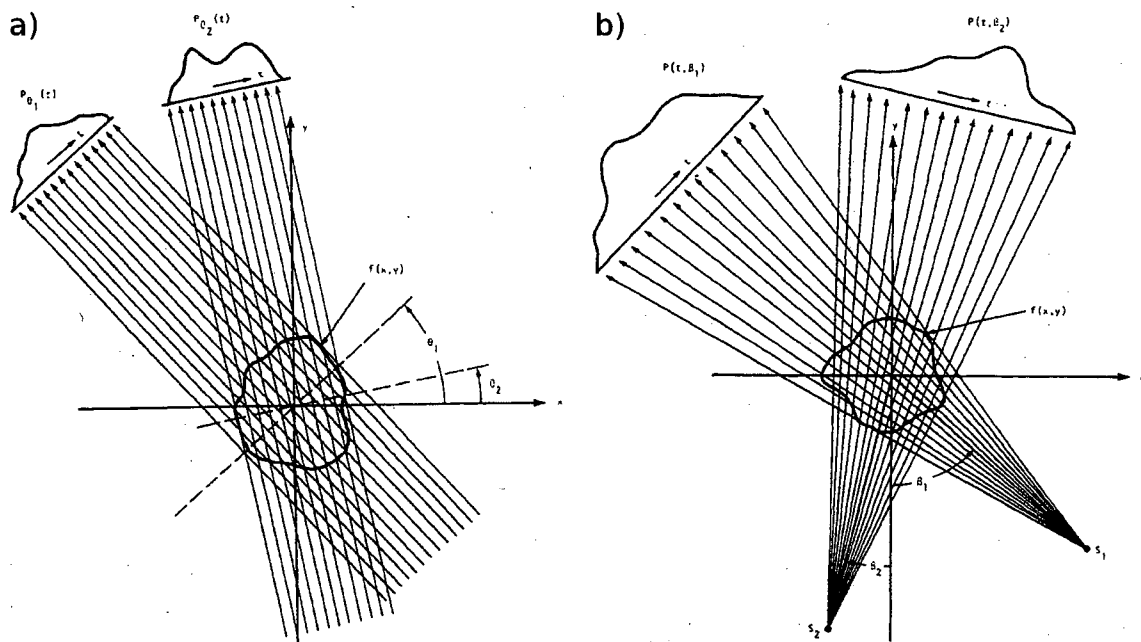


Figure 2.8 Différentes projections constituent le sinogramme: a) géométrie parallèle, b) géométrie éventail (tiré de [Kak et al., 1988]).

Afin d'obtenir une mesure de l'atténuation le long de chacune des lignes de projections, il est également nécessaire de connaître l'intensité du signal enregistré lorsqu'il n'y a pas d'objet entre la source et les détecteurs. Généralement, la première transformation appliquée au sinogramme consiste à calculer le ratio de l'intensité mesurée, avec et sans objet, et à en extraire le logarithme. Ceci revient à isoler l'exposant de l'équation 2.1, révélant une quantité

adimensionnelle représentant la proportion des photons incidents ayant trouvé leur chemin à travers l'objet sans y interagir; le résultat de l'intégrale de ligne :

$$\int_L \mu_x dx = -\ln \frac{I}{I_0} \quad (2.4)$$

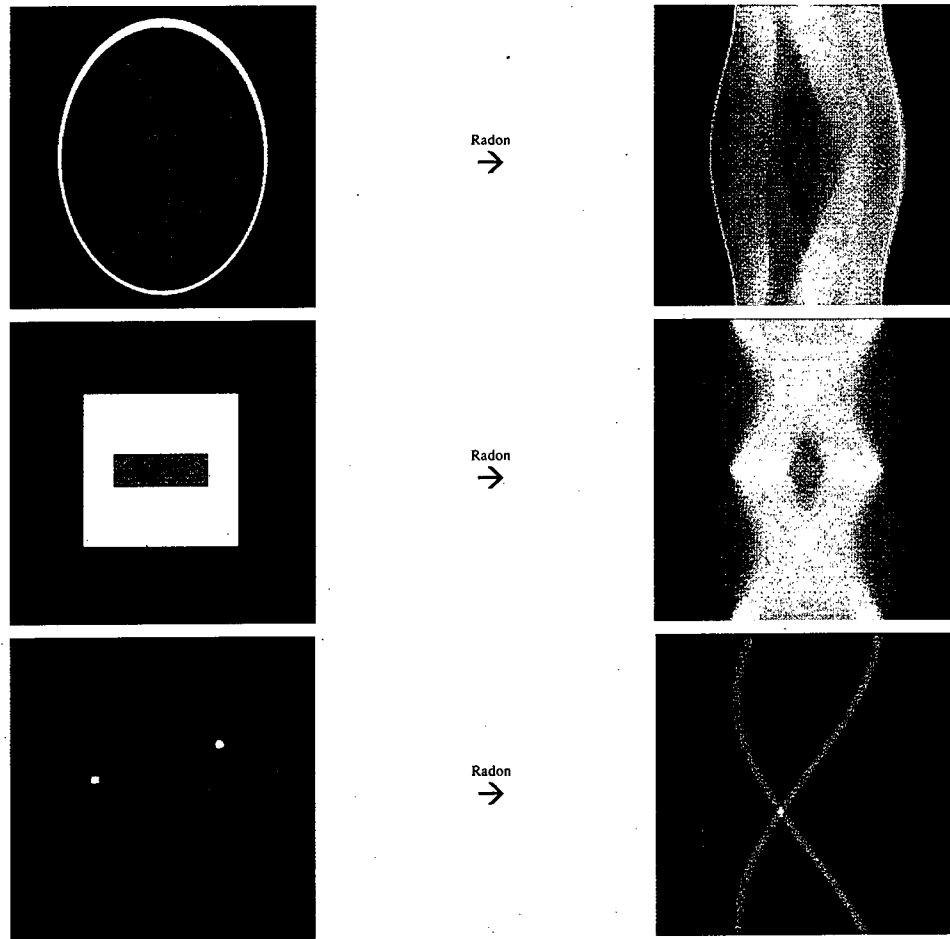


Figure 2.9 Différents objets et leur représentation dans l'espace de Radon: (haut) mire Shepp-Logan, (milieu) géométrie simple, (bas) 2 points.

La qualité des images générées par un appareil dépend de plusieurs facteurs, la taille des détecteurs étant le plus influent. Pour un scanner de 3<sup>ème</sup> génération (le modèle le plus répandu sur le marché), la dimension du point focal de la source de rayons-X est aussi importante, de même que la stabilité du flux de photons pendant toute la période d'acquisition. Les performances en mesure des détecteurs ainsi que l'alignement des différentes pièces mécaniques comptent également pour beaucoup. Mais toutes ces considérations sont

ultimement modulées par une opération finale, l'étape de la reconstruction d'image. S'il est juste d'affirmer que le meilleur algorithme sera impuissant devant une mesure de mauvaise qualité, il est aussi exact de souligner que le scanner le plus performant restera inutilisable s'il ne trouve algorithme à son pied.

## CHAPITRE 3

# RECONSTRUCTION ANALYTIQUE

L'objectif ultime visé par l'étape de reconstruction est d'obtenir, à partir d'un ensemble de projections  $P(t, \theta)$ , une carte  $f(x, y)$  de la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéaire du milieu imagé. Pour y parvenir de nombreuses méthodes furent proposées, telles les méthodes analytiques basées sur la transformée de Radon [Radon, 1917, Deans, 1983, Averbuch et al., 2001], les méthodes algébriques [Gordon et al., 1970, Herman et al., 1973, Herman et al., 1978a, Andersen et al., 1984, Herman et al., 1993] et les méthodes itératives [Lange et al., 1984, Browne et al., 1992, Sauer et al., 1993, Fessler, 1995, Bouman et al., 1996, Erdoğan et al., 1999a, Elbakri et al., 2001]. Le présent chapitre s'attarde à la présentation de la méthode analytique, laquelle propose un opérateur mathématique simple pour résoudre le problème de reconstruction. Pour ne pas alourdir les démonstrations, le traitement mathématique de cette section supposera un système à géométrie parallèle. La compréhension de cette méthode de reconstruction est intéressante d'un point de vue historique puisqu'elle représente la première solution apportée au problème inverse de tomographie. D'un point de vue pratique, la simplicité de son implémentation logicielle liée à son comportement connu et prévisible en font aujourd'hui encore l'algorithme de référence utilisé par tous les scanners TDM commerciaux.

### 3.1 Transformée de Radon

L'intégrale de ligne représente le résultat de l'intégration d'une fonction  $f(x, y)$  le long d'une droite. Une projection est obtenue en répétant cette intégration pour toutes les droites parallèles possibles traversant l'objet. La représentation de toute fonction par un ensemble équivalent de projections s'avère possible si celles-ci couvrent l'intégralité des angles  $\theta$  se trouvant entre le système d'axe cartésien et les directions de propagation. La transformation d'une fonction  $f(x, y)$  vers le domaine  $P(t, \theta)$  est appelée transformée de Radon, en l'honneur

du mathématicien Johann Radon qui la décrit en 1917 [Radon, 1917, Deans, 1983].

Mathématiquement cette relation prend la forme suivante :

$$P_{\theta}(t) = \int_{\text{ligne}(\theta, t)} f(x, y) ds, \quad (3.1)$$

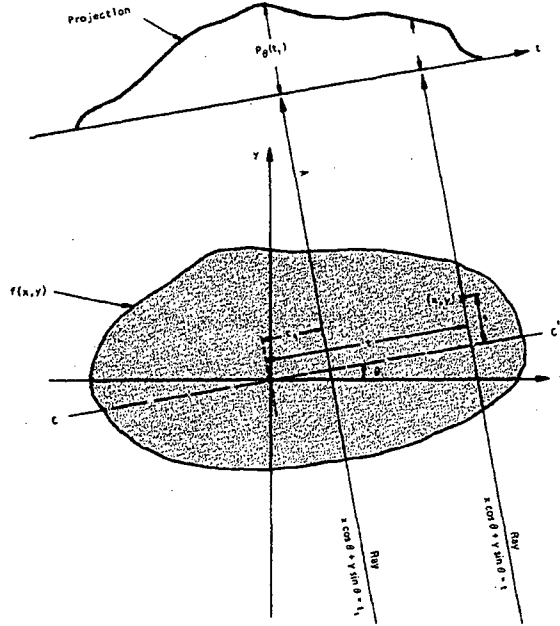


Figure 3.1 Un objet et l'une de ses projections, prise à un angle  $\theta$  avec le système d'axe (tiré de [Kak et al., 1988]).

et peut aussi être exprimée utilisant la fonction delta :

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy. \quad (3.2)$$

### 3.2 Théorème de la coupe centrale

Le théorème de la coupe centrale, aussi appelé théorème de la coupe de Fourier (*Fourier Slice Theorem*), stipule que la transformée de Fourier (TF) unidimensionnelle d'une projection associée à un angle  $\theta$  correspond à une ligne radiale de la TF bidimensionnelle de l'objet image, trouvée au même angle  $\theta$  avec le système d'axe du domaine de Fourier [Radon, 1917].

Pour le prouver, il est tout d'abord nécessaire de définir la TF bidimensionnelle de

l'objet image  $f(x, y)$ , soit :

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy, \quad (3.3)$$

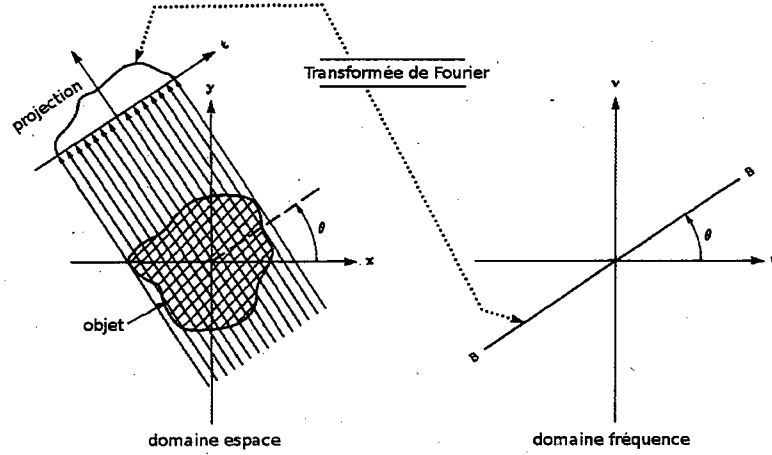


Figure 3.2 Le théorème de la coupe centrale stipule que la TF d'une projection correspond à une ligne radiale dans l'espace de Fourier de l'objet image (tiré de [Kak et al., 1988]).

et la transformée d'une projection  $P_\theta(t)$  associée à un angle  $\theta$  :

$$S_\theta(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j2\pi\omega t} dt. \quad (3.4)$$

Pour un angle donné, disons  $\theta = 0$ , il est possible de montrer que  $F(u, 0) = S_{\theta=0}(\omega)$  par :

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \right\} e^{-j2\pi ux} dx. \quad (3.5)$$

Le terme entre parenthèses peut être associé à la transformée de Radon (éq. 3.1) d'un objet pour un angle  $\theta = 0$ . Ainsi :

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta=0}(t) e^{-j2\pi ut} dt = S_{\theta=0}(u). \quad (3.6)$$

Ce résultat étant indépendant de l'orientation entre l'objet et le système de coordonnées, sa conclusion reste valide pour tout angle  $\theta$  [Kak et al., 1988]. En appliquant le changement de



variable  $u = \omega \cos \theta$  et  $v = \omega \sin \theta$ , ceci nous permet d'affirmer que

$$S_{\theta}(\omega) = F(u, v) = F(\omega, \theta). \quad (3.7)$$

En d'autres mots, l'ensemble complet des transformées 1-D d'un sinogramme est un équivalent mathématique de la transformée 2-D de l'objet image.

L'inversion de l'équation 3.3 apporte une solution directe permettant d'obtenir intuitivement  $f(x, y)$  à partir de la TF du sinogramme

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv. \quad (3.8)$$

Il suffit donc pour y arriver d'effectuer les étapes suivantes :

- 1 – Extraire le logarithme des données acquises pour en obtenir les intégrales de lignes.
- 2 – Déterminer  $S_{\theta}(\omega)$  en prenant la TF 1-D de toutes les projections contenues dans le sinogramme  $P_{\theta}(t)$ .
- 3 – Établir la transformation de  $S_{\theta}(\omega)$  vers  $F(u, v)$ , demandant une conversion de coordonnées polaires vers le domaine cartésien.
- 4 – Retrouver l'objet image  $f(x, y)$  par une simple TF inverse 2-D de  $F(u, v)$ .

Malgré la simplicité de cette approche, plusieurs problèmes d'ordre pratique surviennent lors de son implantation. D'une part, la transformation d'un système de coordonnées polaires vers cartésiennes est non triviale et demande de nombreux stades d'interpolation. Cette interpolation incorpore malheureusement son lot d'erreurs, dont l'amplitude est plus grande pour le contenu haute fréquence de l'image. En effet, la densité des points polaires diminue en s'éloignant du centre du plan de Fourier [Kak et al., 1988] lorsque ceux-ci sont superposés à une grille cartésienne (Figure 3.3). Ces erreurs d'interpolation sont non localisées et participent, une fois de retour dans le domaine spatial, à la création d'artefacts sur toute l'étendue de l'image [Elbakri, 2003a]. D'autre part, la nécessité d'effectuer une TF inverse 2-D est exigeante en temps de calcul. Il existe cependant une alternative plus efficace, aussi basée sur le théorème de la coupe centrale, appelée rétroprojection filtrée.

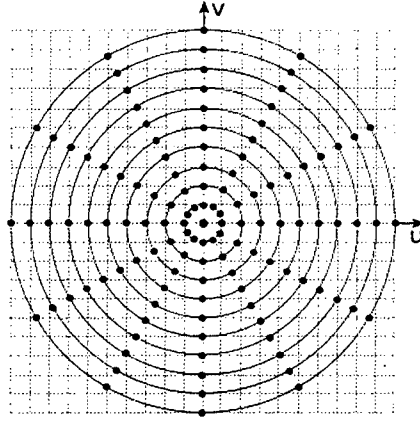


Figure 3.3 Les données collectées sont positionnées sur des lignes radiales polaires dans l'espace fréquentiel et doivent être interpolées sur une grille cartésienne. L'interpolation est moins précise lorsque les points sont éloignés de l'origine.

### 3.3 Rétroprojection filtrée

La dérivation de la méthode de rétroprojection filtrée (FBP) représente une belle démonstration de la possibilité d'obtenir une implantation informatique radicalement différente d'un algorithme simplement en réécrivant autrement les équations mathématiques soutenant la théorie. L'idée ici est d'accommoder la nature polaire de la transformée fréquentielle du sinogramme en exprimant l'équation fondamentale 3.3 sous forme polaire. Il s'agit d'y appliquer le changement de variables suivant :

$$\begin{aligned} u &= \omega \cos \theta, \\ v &= \omega \sin \theta, \end{aligned} \quad (3.9)$$

$$dudv = \begin{vmatrix} \partial u / \partial \omega & \partial u / \partial \theta \\ \partial v / \partial \omega & \partial v / \partial \theta \end{vmatrix} d\omega d\theta = \omega d\omega d\theta, \quad (3.10)$$

pour en obtenir

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty F(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)} \omega d\omega d\theta. \quad (3.11)$$

Afin d'arriver à une forme plus simple d'implantation, il s'agit de séparer 3.11 pour  $\theta$  de 0 à  $\pi$  et de  $\pi$  à  $2\pi$ , et d'utiliser par la suite la propriété suivante

$$F(\omega, \theta + \pi) = F(-\omega, \theta). \quad (3.12)$$

Cette dernière propriété s'explique par le fait, qu'en géométrie parallèle, les projections sur plus de  $180^\circ$  représentent une information redondante (Figure 3.4).

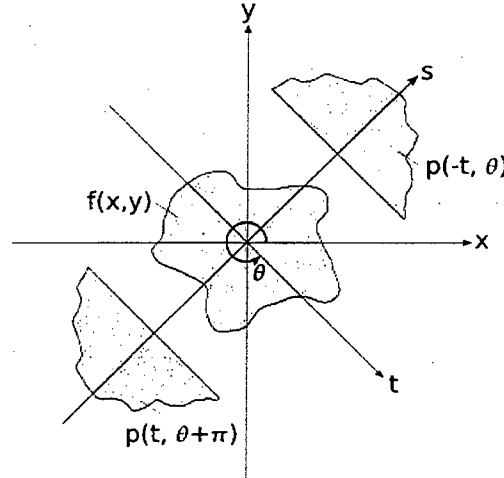


Figure 3.4 Une symétrie existe entre les projections opposées lors d'une acquisition en géométrie parallèle.

Ceci permet de passer d'une forme encombrante

$$\begin{aligned}
 f(x, y) = & \int_0^\pi \int_0^\infty F(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)} \omega d\omega d\theta \\
 & + \int_0^\pi \int_0^\infty F(\omega, \theta + \pi) e^{j2\pi\omega(x\cos(\theta+\pi) + y\sin(\theta+\pi))} \omega d\omega d\theta
 \end{aligned} \tag{3.13}$$

à cette forme finale, plus adéquate :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[ \int_{-\infty}^\infty F(\omega, \theta) |\omega| e^{j2\pi\omega t} d\omega \right] d\theta, \tag{3.14}$$

où le facteur  $|\omega|$  représente un filtre fréquentiel appelé *rampe* qui a pour effet de compenser l'amplification linéaire de l'intensité (radiale) de l'image lors de l'étape de rétroprojection. Une pratique courante utilisée pour réduire le niveau de bruit dans l'image reconstruite consiste à multiplier cette rampe par une fonction pénalisant les hautes fréquences. Cette fonction porte le nom de fenêtre d'apodisation et son utilisation est standardisée dans la littérature. La Figure 3.5 montre quelques fenêtres populaires. Une implantation pratique de l'algorithme FBP est possible par la méthode suivante :

- 1 – Extraire le logarithme des données acquises pour en obtenir les intégrales de lignes.
- 2 – Transformer le sinogramme  $P(t, \theta)$  vers le domaine fréquentiel pour en obtenir  $F(\omega, \theta)$ , il suffit pour y parvenir d'effectuer la TF 1-D de chacune des projections.
- 3 – Multiplier  $F(\omega, \theta)$  par le filtre rampe  $|\omega|$ .
- 4 – Retransformer le résultat vers le domaine spatial par une simple TF inverse.
- 5 – Rétroprojeter les intégrales de ligne filtrées sur une grille cartésienne pour obtenir l'image finale (implique une étape d'interpolation).

Par opposition à la méthode directe, cette approche ne demande pas les étapes gourmandes de TF inverse 2-D et de conversion polaire-cartésienne. L'exploitation des algorithmes de transformée de Fourier rapide (FFT) rend son application très efficace.

### 3.4 Conclusion

Les méthodes de reconstruction analytiques (telle la FBP) sont rapides et faciles à implanter [Kak et al., 1988, Hsieh, 2003]. Elles possèdent cependant l'inconvénient majeur de baser toutes leurs hypothèses sur un sinogramme mathématiquement parfait. La réalité veut cependant que la transmission des photons soit sujette à une statistique poissonnienne<sup>1</sup> engendrant, par conséquent, une incertitude spécialement grande à faible dose. Le nombre de projections et de pixels étant fini, les opérations d'intégration incluses dans l'équation (3.14) s'approximent par de simples sommations. La source de rayons-X et les intégrales de lignes possèdent également des dimensions non nulles, aggravant ainsi l'approximation. L'ensemble des données est donc incomplet: il représente une version discrétisée de la transformée de Radon de l'objet. Les effets physiques, tels le durcissement du faisceau et la contribution du rayonnement diffusé, s'ajoutent comme sources de bruits additionnelles ignorées par l'équation (3.14). De plus, le sinogramme doit contenir des données également distribuées sur les projections, ce qui n'est pas toujours le cas et une étape d'interpolation est souvent nécessaire. Les méthodes de reconstruction statistiques (aussi dites itératives) possèdent l'élégante

<sup>1</sup> Distribution de Poisson : distribution probabiliste s'appliquant à certains procédés impliquant le décompte d'un nombre discret d'événements survenant durant une période donnée, valide si l'intervalle de temps séparant les événements successifs est indépendant, mais répond à une moyenne déterminée. Une propriété remarquable de cette distribution veut que l'incertitude sur la mesure de  $N$  événements soit équivalente à  $\sqrt{N}$ , d'après Siméon-Denis Poisson (1781-1840).

particularité de pouvoir accommoder tous ces facteurs.

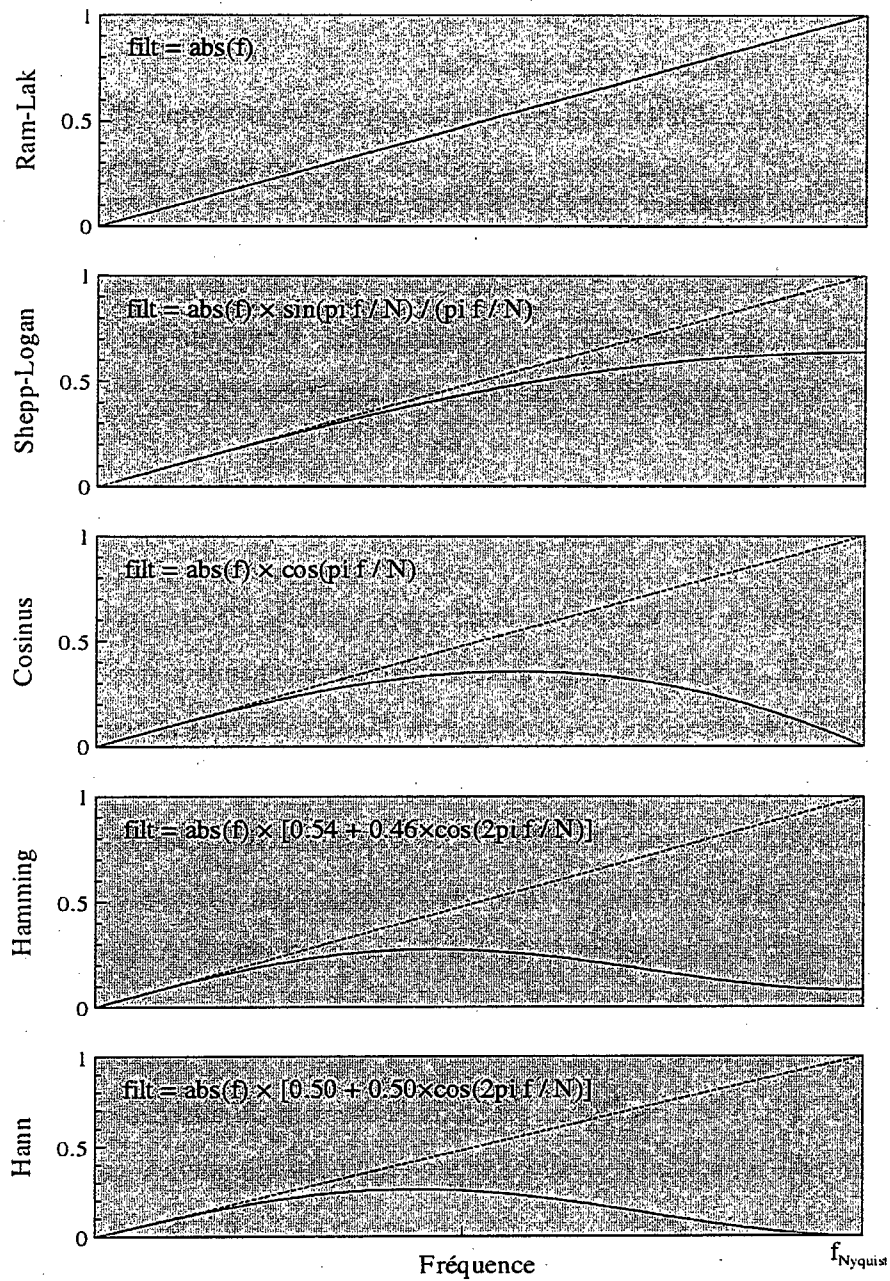


Figure 3.5 Bien que l'équation 3.14 ne prévoit pas l'application d'un terme correctif sur le filtre rampe, en réalité différentes fenêtres d'apodisation sont utilisées lors de reconstructions FBP. Leur utilisation permet de diminuer le niveau de bruit lors d'acquisitions à faible statistique en pénalisant le contenu haute fréquence de l'image. En contre-partie la résolution spatiale de l'image reconstruite est dégradée.

## CHAPITRE 4

# RECONSTRUCTION STATISTIQUE

Les succès obtenus par les méthodes statistiques en TEP et en TEM ont motivé le développement d'algorithmes équivalents en imagerie de transmission [Shepp et al., 1982, Lange et al., 1984, Miller et al., 1985, Floyd et al., 1986]. Ces méthodes statistiques basent leurs équations sur les principes physiques guidant le transport des photons traversant la matière, modélisant par le fait même le bruit statistique. Ils permettent d'incorporer la géométrie du système (disposition des détecteurs, position et forme de la source) ainsi que la réponse des détecteurs. Les effets de rayonnement diffusé et de dépendance en énergie peuvent également être considérés dans l'élaboration du traitement algorithmique. En contrepartie, la durée de leur calcul est très grande, ce qui a longtemps brimé leur utilisation en milieu clinique [Manglos, 1992]. Avec les progrès incessants de la performance des unités de calcul, les méthodes basées sur la FBP permettent une reconstruction presque instantanée et les méthodes itératives deviennent alors une alternative accessible et souhaitable. Le développement des systèmes multiprocesseurs et des grappes de calcul a, pour sa part, stimulé la recherche d'algorithmes basés sur le calcul parallèle [Sauer et al., 1995, Deng et al., 2006, Kole et al., 2005b, Knaup et al., 2006], et plus récemment le même phénomène s'observe avec les performances surprenantes des unités de traitement graphique (GPU, *Graphical Processing Unit*) [Wang et al., 2005, Xu et al., 2007]. Ce chapitre s'attarde à la description détaillée de la méthode statistique.

### 4.1 Historique

Les bases mathématiques de la reconstruction itérative furent jetées en 1976 par la dérivation de l'algorithme MLEM (*Maximum Likelihood Expectation Maximization*) [Dempster et al., 1977] pour la tomographie d'émission [Rockmore et al., 1976]. Cet

algorithme a été officiellement implanté pour la première fois en TEP en 1982 avec Shepp et Vardi [Shepp et al., 1982]. Sa dérivation en imagerie par transmission est établie deux années plus tard par Lange et Carson [Lange et al., 1984], mais n'est utilisée en pratique qu'en 1992 [Manglos 1992]. Cet algorithme porte le nom de TRML (*TRansmission Maximum Likelihood*). Lange retourne aux formules de ML pour publier les algorithmes avec convergence par gradient et fonction convexe, respectivement en 1987 et 1990 [Lange et al., 1987, Lange 1990]. Browne publie en 1992 ses propres versions des algorithmes ML et convexe [Browne et al., 1992a,b]. L'année suivante Sauer et Bouman se basent sur les succès obtenus en TEP avec les méthodes MAP (*Maximum a Posteriori*) et en développent de nouvelles s'appuyant sur la résolution de systèmes d'équations par la méthode Gauss-Siedel (GS) [Sauer et al., 1993, Bouman et al., 1996]. Ces méthodes portent l'appellation générale IDC (*Iterative Coordinate Descent*) et sont sujettes à étude par Fessler quelques années plus tard [Fessler 1995, Fessler 1997a, Fessler et al., 1997b].

Jusqu'à cette époque toutes les méthodes itératives traitent l'ensemble complet des projections avant le calcul d'une mise à jour de la matrice image. Comme chacune des itérations demande approximativement la durée d'un calcul complet par FBP et que plusieurs dizaines d'itérations sont parfois nécessaires, l'implantation clinique de ces méthodes est alors inintéressante. Hudson, avec ses travaux portant sur la TEM, montre en 1992 qu'il est souhaitable de traiter les projections par sous-groupes avec une méthode nommée OS (*Ordered Subsets*) [Hudson et al., 1992, Hudson et al., 1994]. Des développements similaires sont ensuite observés pour les méthodes algébriques [Herman et al., 1993, Guan et al., 1994, Hudson et al., 1994]. Cette technique permet de grandement accélérer le taux de convergence de la matrice image en procédant à plusieurs rafraîchissements de l'estimé de l'image par itération. Elle s'applique admirablement à presque tous les algorithmes développés en transmission et est amplement utilisée à partir de 1994 [Li et al., 1994, Manglos et al., 1995, Kamphuis et al., 1998, Erdoğan et al., 1999b, Beekman et al., 2001, Lee et al., 2002, Kachelrieß et al., 2003, Kole et al., 2005a].

En 1999 sont développés de nouveaux types d'algorithmes devant assurer la convergence même en présence de bruit de fond (rayonnement diffusé et coïncidences fortuites en TEP). Basées sur des fonctions substitutives (*surrogate functions*), elles sont

nommées de type monotone par Erdoğan et Fessler [Erdoğan et al., 1999a,b]. Les derniers développements portent sur des fonctions de type convergentes développées par Ahn et Fessler [Ahn et al., 2006]. Ils seront cités par De Man avant même d'être publiés [De Man et al., 2005].

## 4.2 Fonctionnement

La première étape consiste à créer un modèle mathématique du scanneur utilisé et à transposer le tout sous la forme d'un algorithme et son implantation logicielle. Il est nécessaire de connaître la géométrie et la position du point focal de la source de rayons-X ainsi que celle des détecteurs pour chacune des projections utilisées pendant une acquisition donnée. C'est la matrice système qui contient toutes ces données. Elle possède donc une information sur la trajectoire moyenne des photons voyageant entre la source et les détecteurs pour chacune des projections. Tout dépendant du nombre de détecteurs et de projections utilisés, la taille de cette matrice peut devenir gigantesque (plusieurs Go). Il était, jadis, commun de calculer cette matrice *à la volée* pendant la reconstruction pour éviter d'avoir à l'emmagasiner en mémoire RAM (*Random Access Memory*). Avec les capacités actuelles des ordinateurs personnels, cette matrice est généralement pré-calculée et mise en mémoire seulement au moment de la reconstruction. Il sera démontré plus loin que même les capacités de mémoire actuelles peuvent devenir insuffisantes lors du calcul de la matrice de systèmes haute résolution.

La seconde phase vise plus spécifiquement le fonctionnement de l'algorithme de reconstruction. Si les détails mathématiques sont propres aux différents algorithmes utilisés, il reste cependant une forme générale à laquelle tous se conforment, jusqu'à un certain égard. Cette dernière consiste à :

- 1 - Choisir un estimé arbitraire de l'objet image. Par souci de simplicité, celui-ci est généralement choisi comme étant uniforme (par exemple  $0.20 \text{ cm}^{-1}$  pour simuler l'eau). On verra néanmoins qu'un estimé moins grossier peut se révéler un choix judicieux.
- 2 - Obtenir, à partir de la matrice système et de l'estimé de l'image, un estimé de l'ensemble des projections (sinogramme).
- 3 - En comparant le sinogramme mesuré à celui estimé, déterminer une



projection de l'erreur.

- 4 - Rétroprojeter l'erreur pour obtenir une appréciation de son effet dans l'espace objet.
- 5 - Procéder à un rafraîchissement (*update*) approprié de l'estimé de l'image.
- 6 - Répéter les étapes 2 à 5 pour le nombre demandé d'itérations.

La Figure 4.1 schématise le fonctionnement d'un algorithme de reconstruction itératif. Cette forme est très générale, elle s'applique sans modification autant à l'imagerie en transmission (TDM) que celle en émission (TEP/TEM).

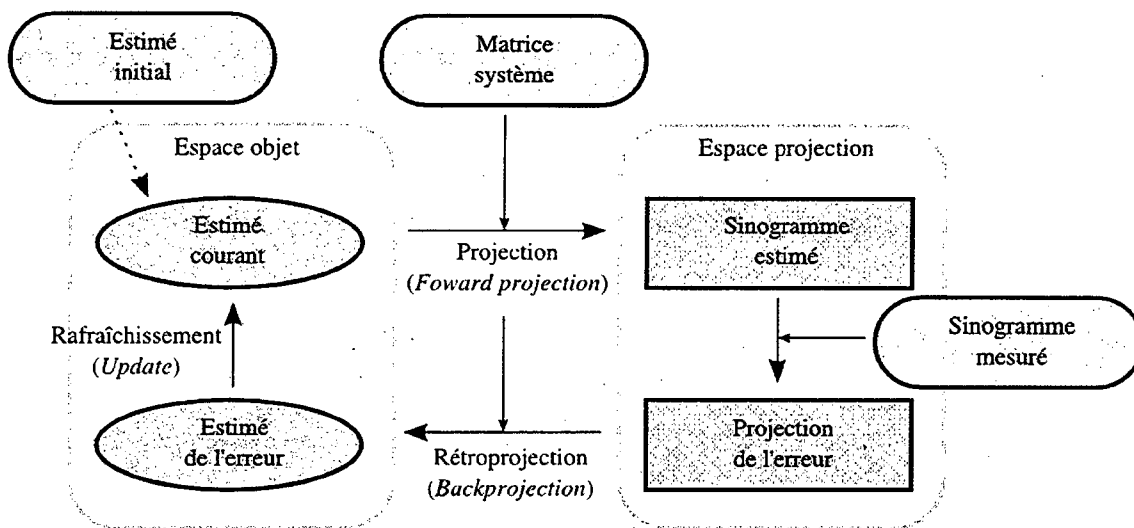


Figure 4.1 Schéma conceptuel des étapes nécessaires à une reconstruction itérative.

### 4.3 Création de la matrice système

La matrice système contient, pour chacune des différentes projections, la contribution de tous les pixels de l'image se trouvant entre la source et les détecteurs. Il existe diverses méthodes et astuces pour déterminer la pondération adéquate devant être attribuée à chacun des pixels. Le cas simple d'une source ponctuelle et d'un nombre très réduit de détecteur est considéré afin de simplifier l'explication. Une approche grossière consiste, pour une projection donnée, à tracer un seul rayon entre la source et chacun des détecteurs (Figure 4.2a). Il faut ensuite déterminer les paramètres d'une grille (généralement cartésienne), à l'intérieur de laquelle seulement sont considérés les différents rayons (Figure 4.2b). Ce sont les pixels de

cette grille qui constituent la matrice système. La position de cette grille dans l'espace doit être choisie de manière à couvrir tout l'espace occupé par l'objet imagé.

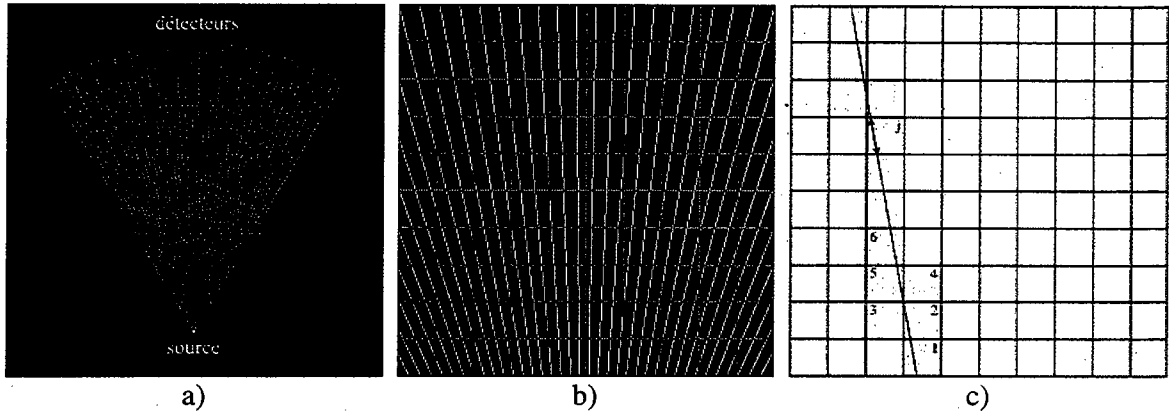


Figure 4.2 a) Trajectoire des photons voyageant entre la source et les détecteurs en utilisant un seul rayon par détecteur; b) l'espace couvrant l'objet à imager doit être discrétisé, définissant ainsi les paramètres de la matrice système; c) pour un rayon donné, une pondération doit être apportée à chacun des pixels  $j$  traversés, généralement correspondante à la longueur du segment traversant le pixel.

Une pondération doit être apportée à chacun des pixels traversés par un rayon donné. L'approche la plus simple consiste à accorder une valeur unitaire à tout pixel intercepté. Considérant le fait que certains pixels sont traversés plus faiblement que d'autres, une méthode plus populaire consiste à utiliser la longueur du segment traversant le pixel comme facteur de pondération. Cette méthode procure évidemment de meilleurs résultats, mais est aussi nécessaire à la conservation de la validité physique de la matrice (pour obtenir une image reconstruite contenant des coefficients d'atténuation). Choisir par exemple le  $cm$  (comme unité de grandeur des segments) assure que les images reconstruites auront comme unité des valeurs d'atténuation en  $cm^{-1}$ . C'est d'ailleurs de cette manière que fut définie, pour la première fois, la matrice système en transmission par Lange et Carson [Lange et al., 1984]. Tel que décrit dans la prochaine section, il existe différentes méthodes permettant de calculer très rapidement ces grandeurs sans avoir recours à l'algèbre linéaire standard.

### 4.3.1 Différents algorithmes de traçage de rayons (*ray-tracing*)

Tel que démontré par Siddon [Siddon, 1985], il est possible, en considérant les plans plutôt que les pixels, d'obtenir les grandeurs *exactes* des segments avec une rapidité surprenante. Appliqué en 3 dimensions, ceci se traduit par des algorithmes convergeant selon  $3N$  au lieu de  $N^3$  (où  $N$  représente le nombre de plans, ou plus précisément le nombre de pixels dans une direction donnée). La figure 4.3 montre un exemple appliqué à une droite traversant une grille cartésienne en 2 dimensions, dans lequel cas les plans de croisement deviennent des droites. Ces efforts ont été motivés par le fait qu'à cette époque la matrice système était calculée pendant la reconstruction, et donc pour chacune des images reconstruites au cours des itérations. Il apparaît aussi évident que, lorsqu'une droite traverse un volume 3D, la plupart des voxels, s'ils devaient tous être calculés, recevraient une contribution nulle. Jacobs reprend les travaux de Siddon plus de 10 ans plus tard [Jacobs et al., 1998] en proposant une version grandement améliorée du même algorithme. Son succès est basé sur une meilleure gestion de la mémoire cache et une approche basée sur l'incrémentation pour déterminer les indices des pixels traversés. Il obtient une accélération de  $7.5\times$  tout en conservant l'exactitude du calcul. La même équipe revient l'année suivante avec une accélération de  $13\times$  [Christiaens et al., 1999], cependant au coût d'une représentation numérique moins précise (16 bit sur point-fixe au lieu du 32 bit point-flottant servant de référence *exacte*). La rapidité de leur algorithme provient en partie d'une bonne gestion de l'accès à la mémoire cache du processeur, mais aussi par le calcul de plusieurs droites simultanément (calcul parallèle). Han, sans doute non informé des travaux de Jacobs, publie une méthode quasi identique [Han et al., 1999]. Son implémentation logicielle reste sous-optimale puisqu'il ne rapporte qu'un gain de rapidité de  $1.5\times$ . Zhao et Reader présentent finalement un algorithme apparemment supérieur à Jacobs [Zhao et al., 2004]. Cependant, leur implémentation apparaît aussi sous-optimale puisqu'ils ne rapportent qu'un gain de  $4\times$  par rapport à Siddon. Le Tableau 4.1 résume les différentes méthodes et leur efficacité relative.

Les méthodes de Siddon et Jacobs furent implémentées dans le cadre des travaux relatifs à ce mémoire, confirmant l'accélération apportée par cette dernière. Il serait, cependant, intéressant de tester l'algorithme de Zhao et Reader dans les mêmes conditions

logicielles pour en déterminer les performances réelles.

Tableau 4.1 Différentes versions des algorithmes de traçage de rayons (*ray-tracing*) rapportés dans la littérature.

Auteurs	Accélération	Remarques
[Siddon, 1985]	1×	méthode exacte
[Jacobs et al., 1998]	7.5×	méthode exacte, approche incrémentale
[Christiaens et al., 1999]	13×	presque exacte, calcul parallèle, gestion de la mémoire cache
[Han et al., 1999]	1.5×	méthode exacte, identique à Jacobs
[Zhao et al., 2004]	4×	méthode exacte

\* Implémentation logicielle probablement sous-optimale.

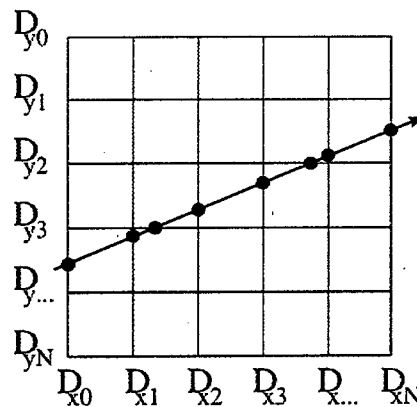


Figure 4.3 Siddon, avec son algorithme, propose une recherche de la distance séparant les points de croisement entre une droite (représentant une trajectoire) et les différentes droites ( $D_{x_n}$ ,  $D_{y_n}$ ) définissant une grille cartésienne. Cette méthode est beaucoup plus efficace qu'une recherche basée sur l'algèbre linéaire effectuée sur les  $N^2$  pixels de la grille.

#### 4.3.2 Améliorer la qualité de la matrice

Le modèle défini précédemment dans lequel une seule ligne est utilisée par détecteur ne fournit généralement que des résultats imparfaits. Dans le but d'augmenter l'échantillonnage de la matrice, il est généralement préférable d'utiliser plusieurs rayons par détecteur. Plus le nombre de détecteurs est faible par rapport aux dimensions de la matrice, plus l'utilisation de cette méthode devient avantageuse. Ceci permet de mieux modéliser la géométrie des

détecteurs, mais aussi celle de la source. La Figure 4.4 montre qu'en utilisant  $n$  rayons par détecteurs et  $p$  positions virtuelles de la source (pour considérer la dimension non nulle de la source), plus de pixels contribuent à la matrice et meilleure est la modélisation du système.

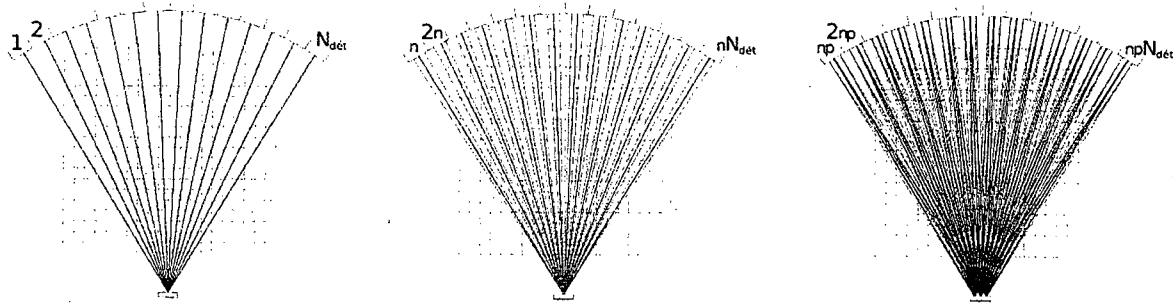


Figure 4.4 Une stratégie consiste à utiliser  $n \times p$  rayons pour simuler les trajectoires possibles entre la source et les détecteurs: a) un seul rayon par détecteur; b)  $n \times p = 3 \times 1$  pour prendre en considération de la dimension non nulle des détecteurs; c)  $n \times p = 3 \times 3$  pour prendre en considération de la dimension non nulle des détecteurs et de la source.

La densité de la matrice affecte directement la qualité des images reconstruites. En utilisant un sinogramme analytique généré à l'aide du logiciel CTSim [Rosenberg, 2002], il est possible de d'évaluer spécifiquement la contribution de la matrice système sur la qualité de l'image finale. Pour tenir compte du fait qu'une matrice moins dense converge plus rapidement [Tamal et al., 2004], le nombre d'itérations est ici proportionnel à la taille mémoire de la matrice. La Figure 4.5 montre différentes reconstructions de la mire analytique Shepp-Logan [Shepp et al., 1974], avec une fenêtre visuelle<sup>1</sup> très étroite permettant de bien observer les artefacts. Plusieurs rayons par détecteurs sont nécessaires pour obtenir une qualité visuelle équivalente à celle de la reconstruction FBP. Il est aussi possible de noter que la taille de la matrice n'est pas proportionnelle au nombre de rayons utilisés. En effet, lorsque tous les pixels de la matrice sont interceptés, l'ajout de rayons supplémentaires devient accessoire et ne consomme que du temps de calcul. Néanmoins, comme cette matrice n'est calculée qu'une seule fois, il est pertinent de s'assurer d'utiliser un nombre acceptable de rayons pour ne pas

<sup>1</sup> Une fenêtre visuelle représente ici un ajustement appliqué à une image en teintes de gris contenant originalement un nombre très important de niveaux de discrétisation. L'œil humain n'étant pas très sensible aux différences d'intensité, seulement 256 niveaux de gris sont généralement utilisés lors de la création du rendu de l'image. Cette gamme dynamique est habituellement distribuée entre les pixels d'intensité extremum. En imagerie, pour aider à la visualisation de détails spécifiques, il n'est pas rare de choisir manuellement les seuils entre lesquels est répartie la gamme dynamique. Ainsi, une fenêtre d'observation basée sur l'intensité de l'information pertinente de l'image est appliquée.

compromettre la qualité des images. Or, il faut savoir que la durée de la reconstruction est proportionnelle à la taille mémoire de la matrice. Ceci peut sembler sans conséquence majeure pour un scanner de faible résolution (peu de détecteurs, nombre de pixels raisonnable), mais de sérieux compromis doivent être considérés dans le cas de scanners à très haute résolution où le nombre de détecteurs peut se compter en millions (sans parler du nombre de pixels de la matrice).

Ainsi, plus le nombre de rayons utilisés est grand, et plus la contribution (normalisée) de chacun des pixels se rapproche d'un calcul d'aire. Il serait alors utile d'obtenir un algorithme qui, connaissant seulement les deux rayons bornant un détecteur, calcule efficacement l'aire exacte de tous les pixels compris entre ces bornes. La littérature indique que cet algorithme n'a pas été développé à ce jour. Une approche indépendante du nombre de rayons est suggérée par De Man [De Man et al., 2004] et porte l'appellation de *distance-driven* (opposé à la méthode *ray-driven* présentée dans ce chapitre). Elle semble bien fonctionner seulement lorsque les pixels de la matrice sont relativement gros par rapport à la dimension des détecteurs. La Figure 4.6 montre un exemple d'application de cette méthode avec une comparaison des rétroprojections d'une seule projection pour les méthodes *ray-driven* et *distance-driven*. Il est vrai que la méthode suggérée par De Man est libre des artefacts à haute-fréquence (*aliasing*) produits par la méthode standard, cependant un seul rayon par détecteur est utilisé dans l'article (la Figure 4.5k montre que le fait d'utiliser plus de rayons élimine cet effet). Il est à noter que cette nouvelle méthode retire toutefois la contribution en  $1/R^2$  de la matrice (où  $R$  représente la distance à la source). Il n'a cependant pas été démontré que ceci améliore la qualité des images reconstruites, le processus physique étant lié au procédé d'acquisition.

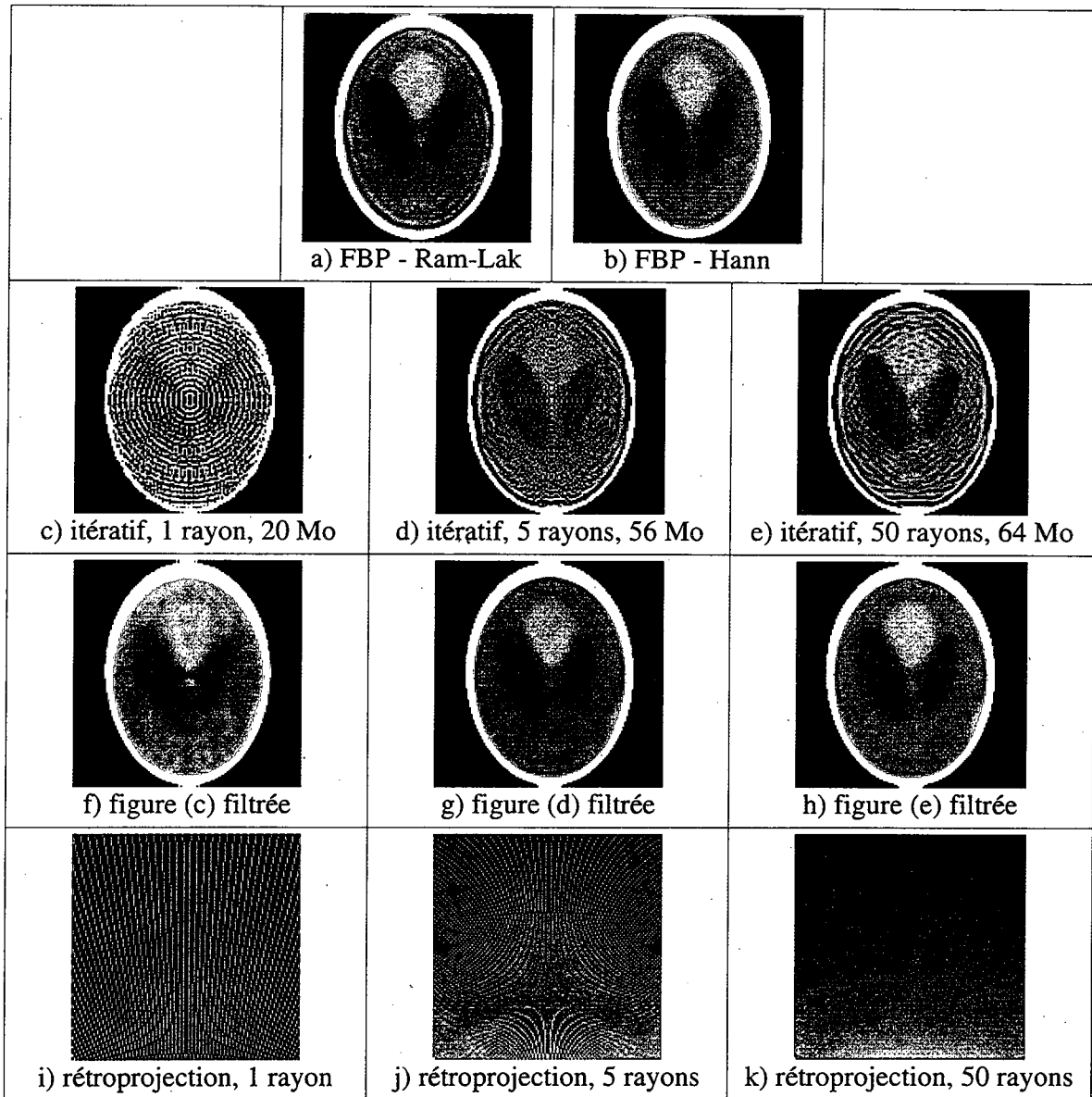


Figure 4.5 Reconstructions d'une mire analytique, sans bruit ajouté, 64 détecteurs, 360 projections, magnification  $2\times$ , fenêtre visuelle 0.99-1.06: a) reconstruction analytique sans filtre d'apodisation et b) avec filtre Hann; c) reconstruction itérative avec un seul rayon par détecteur, algorithme OSEM 7 itérations et 10 sous-ensembles, matrice de taille 20 Mo; d) 5 rayons par détecteurs, 17 itérations, taille de 56 Mo, e) 50 rayons par détecteurs, 20 itérations, taille 64 Mo; f) g) h) versions filtrées, respectivement des figures c-d-e, filtre gaussien, fenêtre mobile  $3\times 3$ , 10 applications; i) j) k) rétroprojection d'une seule projection de la matrice système, respectivement pour 1, 5 et 50 rayons par détecteurs, illustrant le fait qu'une matrice système sous-échantillonnée ne fournit pas une image reconstruite de qualité optimale.

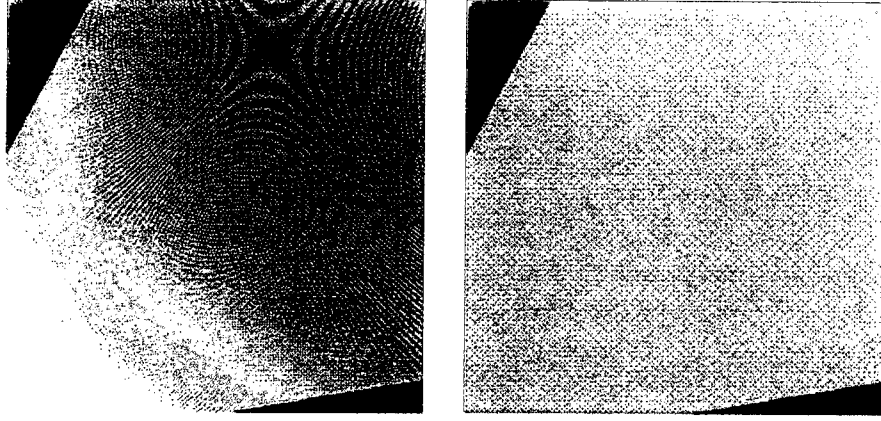


Figure 4.6 Rétroprojection d'une seule projection par la méthode *ray-driven* (gauche) et *distance-driven* (droite). La nouvelle méthode est libre de la contribution en  $1/R^2$  et moins sujette aux artefacts à haute fréquence pour une faible densité de rayons utilisés (tiré de [De Man et al., 2004]).

#### 4.4 Algorithmes

Les algorithmes itératifs utilisent une nomenclature particulière qui est définie dans la présente section. Le Tableau 4.2 contient les différentes définitions nécessaires à la compréhension adéquate des algorithmes décrits dans les sous-sections suivantes. À l'instar des méthodes analytiques, ils acceptent indépendamment en entrée le sinogramme du scan avec objet (mire ou patient)  $Y_i$  et les valeurs du scan d'uniformité  $d_i$  (sans objet). Ils nécessitent également la matrice système  $l_{ij}$ , correspondant aux longueurs d'intersection du trajet idéal des intégrales de ligne avec chacun des pixels de la matrice image  $\mu_j$  (l'indice  $j$  combine les 2 dimensions de l'image). La qualité des reconstructions repose principalement sur une modélisation fidèle du système physique par cette matrice système.

La nature poissonnienne du processus d'émission et de détection rayons-X implique que les différentes projections sont indépendantes et que la fonction de vraisemblance-logarithmique (*log-likelihood*) du nombre de photons mesurés  $Y_i$  est définie par [Lange et al., 1984]:

$$L(\mu) = \sum_i \left[ -d_i e^{-\langle l_i, \mu \rangle} - Y_i \langle l_i, \mu \rangle \right] + c, \quad (4.1)$$

où  $\langle l_i, \mu \rangle$  représente le résultat de l'intégrale de ligne discrète le long d'une trajectoire  $i$ , soit



$\sum_j l_{ij} \mu_j$ , et  $c$  représente les comptes inattendus (bruit, diffusé, ...).

Tableau 4.2 Nomenclature définissant la reconstruction statistique en transmission.

Terme	Définition
$i$	indice combinant les deux dimensions du sinogramme, pour un scan incluant $P$ projections et $D$ détecteurs il prendra les valeurs de 1 à $P \times D$ ; chaque valeur de cet indice correspond à une intégrale de ligne, ou, autrement dit, à un rayon
$j$	indice correspondant aux pixels de la matrice image, il combine les 2 dimensions de l'image
$k$	indice variable contenant, pour une trajectoire donnée, le sous-ensemble des pixels $j$ traversés par le rayon $i$
$n$	indice correspondant à la $n^{\text{ième}}$ itération
$Y_i$	sinogramme du scan avec objet
$d_i$	valeurs d'uniformité (sinogramme du scan sans objet)
$\mu_j$	matrice image, contient les estimés des coefficients d'atténuation linéaire de l'objet imagé
$l_{ij}$	matrice système, contient les grandeurs d'intersection entre les différents rayons et les pixels de la matrice image
$\langle l_i, \mu \rangle$	$\sum_j l_{ij} \mu_j$ , estimé du résultat discret de l'intégrale de ligne pour une trajectoire $i$

#### 4.4.1 Algorithme TRML

L'algorithme TRML (*TR*ansmission *M*aximum *L*ikelihood) représente une solution basée sur la méthode EM [Dempster et al., 1977] pour un ensemble incomplet de données. Définissons  $U_{ij}$  et  $V_{ij}$  comme étant le nombre de photons entrant et sortant d'un pixel  $j$  pour une trajectoire  $i$ . L'étape E de la méthode EM demande les estimés conditionnels  $M_{ij} = E(U_{ij} | Y_{ij}, \mu^n)$  et  $N_{ij} = E(V_{ij} | Y_{ij}, \mu^n)$ , Lange et Carson ont montré que [Lange et al., 1984] :

$$\begin{aligned} M_{ij} &= Y_i + d_i e^{-\sum_{k \in S_{ij}} l_{ik} \mu_k^n} - d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle} \\ N_{ij} &= Y_i + d_i e^{-\sum_{k \in S_{ij} \cup \{j\}} l_{ik} \mu_k^n} - d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle} = M_{i, j+1} \end{aligned} \quad (4.2)$$

où  $S_{ij}$  est l'ensemble des pixels se trouvant entre la source et le pixel  $j$  pour une trajectoire  $i$ .

L'interprétation de  $M_{ij}$  est relativement simple; il est aisé de voir que si  $\mu^n$  représente exactement l'objet image, la quantité  $Y_i - d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle}$  devient nulle et le nombre de photons entrant le pixel  $j$  est bien  $d_i e^{-\sum_{k \in S_i} l_{ik} \mu_k^n}$ . La quantité  $N_{ij}$ , représentant un estimé du nombre de photons sortant du pixel  $j$ , est facilement associable au nombre de photons pénétrant le prochain pixel le long d'une trajectoire  $i$ . La fonction  $Q(\mu|\mu^n)$  de l'algorithme EM devient donc [Lange et al., 1995] :

$$Q(\mu|\mu^n) = \sum_i \sum_j [-N_{ij} l_{ij} \mu_j + (M_{ij} - N_{ij}) \ln(1 - e^{-l_{ij} \mu_j})]. \quad (4.3)$$

L'étape M de la méthode EM consiste à maximiser (4.3) pour  $\mu$ . En égalant sa dérivée partielle à zéro, l'équation transcendante suivante est obtenue :

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mu_j} Q(\mu|\mu^n) &= 0, \\ \sum_i -N_{ij} l_{ij} + \sum_i \frac{(M_{ij} - N_{ij}) l_{ij}}{e^{l_{ij} \mu_j} - 1} &= 0. \end{aligned} \quad (4.4)$$

Lange et Carson montrent qu'une solution peut être approximée par :

$$\mu_j^{n+1} = \frac{\sum_i (M_{ij} - N_{ij})}{\frac{1}{2} \sum_i (M_{ij} + N_{ij}) l_{ij}}. \quad (4.5)$$

Pour s'en convaincre, regardons comment se traduit (3.1) pour un pixel le long d'une seule trajectoire (en rappelant qu'ici  $l$  représente la longueur du rayon traversant le pixel) :

$$\begin{aligned} N &= M e^{-\mu l}, \\ \ln\left(\frac{M}{N}\right) &= \mu l, \\ \mu &= \frac{1}{l} \left\{ \ln \frac{M}{N} \right\} = \frac{1}{l} \left\{ \frac{(M - N)}{\frac{1}{2}(M + N)} + O^3 \right\}. \end{aligned} \quad (4.6)$$

L'approximation (4.5) apparaît donc raisonnable puisque pour un pixel unique de l'image,

l'atténuation devant être très petite, le ratio  $M/N$  est presque unitaire (l'erreur d'ordre 3 est donc acceptable, elle provient de l'expansion en série de Taylor de la fonction  $\ln(M/N)$ ).

#### 4.4.2 Algorithme gradient conjugué

Puisque l'algorithme TRML demande le calcul d'un très grand nombre d'exponentielles, Lange et Carson proposent une approche simple ayant pour solution [LANGE et al., 1987] :

$$\mu_j^{n+1} = \mu_j^n \left( \frac{\sum_i d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle} l_{ij}}{\sum_i Y_i l_{ij}} \right). \quad (4.7)$$

Une analyse heuristique de (4.7) montre que si  $d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle}$  représente le nombre de photons détectés attendu et  $Y_i$  le nombre de photons réellement détectés, alors le résultat des itérations aura pour effet d'améliorer progressivement la matrice image. Malheureusement, il n'y a aucune garantie que l'algorithme augmente la vraisemblance-logarithmique  $L(\mu)$  [Lange et al., 1995].

#### 4.4.3 Algorithme convexe

L'algorithme convexe se base aussi sur une analyse par EM, mais sans considération pour les données manquantes. Il fut dérivé par Lange [Lange, 1990] et se développe en récrivant la vraisemblance-logarithmique sous la forme :

$$L(\mu) = - \sum_i f_i(\langle l_i, \mu \rangle), \quad (4.8)$$

où  $f_i(t) = d_i e^{-t} + Y_i t$  est une fonction strictement convexe. Le cœur de la solution s'inspire des articles de De Pierro avec ses travaux portant sur la TEP [De Pierro 1993, 1995] et s'applique comme suit en transmission :

$$\begin{aligned}
L(\mu) &= -\sum_i f_i \left( \sum_j \frac{l_{ij} \mu_j^n}{\langle l_i, \mu \rangle} \frac{\mu_j}{\mu_j^n} \langle l_i, \mu \rangle \right) \\
&= Q(\mu | \mu^n)
\end{aligned} \tag{4.9}$$

L'application de l'étape de maximisation EM mène à la forme suivante :

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial \mu_j} Q(\mu | \mu^n) &= 0, \\
-\sum_i l_{ij} f_i' \left( \frac{\mu_j}{\mu_j^n} \langle l_i, \mu \rangle \right) &= 0, \\
-\sum_i l_{ij} [-d_i e^{\frac{-\mu_j \langle l_i, \mu \rangle}{\mu_j^n}} + Y_i] &= 0.
\end{aligned} \tag{4.10}$$

L'équation 4.10 ne peut être résolue exactement et ne possède pas de solution unique [Lange, 1995]. Lange propose d'utiliser la méthode de Newton pour la résolution de systèmes d'équation. Une étape de cette démarche apporte la solution suivante :

$$\mu_j^{n+1} = \mu_j^n + \mu_j^n \frac{\sum_i l_{ij} [d_i e^{-\langle l_i, \mu \rangle} - Y_i]}{\sum_i l_{ij} \langle l_i, \mu \rangle d_i e^{-\langle l_i, \mu \rangle}}. \tag{4.11}$$

Cette solution possède le désavantage de pouvoir fournir une solution  $\mu_j^{n+1} < 0$ , mais de façon générale une approximation raisonnable mène à une itération aussi positive. Néanmoins, il est toujours possible, pour contrer cette limitation, de poser une condition spéciale sur la non négativité de la matrice lors de l'étape de rafraîchissement de l'estimé de l'image.

#### 4.5 Méthodes d'accélération

De façon générale, il est permis d'affirmer qu'une seule itération d'un algorithme statistique standard demande l'équivalent en charge de calcul d'une reconstruction analytique (FBP) complète. Comme plusieurs dizaines, voire centaines, d'itérations sont parfois nécessaires, l'utilisation clinique des méthodes statistiques fut longtemps ignorée, faute de temps. Fort heureusement, des méthodes permettant des accélérations importantes ont été

développées depuis. Il va sans dire que la puissance, sans cesse croissante, des ordinateurs personnels joue également pour beaucoup dans l'acceptation clinique de ces nouvelles méthodes statistiques aux performances remarquables.

#### 4.5.1 Accélération par sous-ensembles ordonnés (OS, *Ordered Subsets*)

Hudson propose en 1992 qu'il est possible, en traitant les projections d'une acquisition en sous-groupes, de grandement diminuer le nombre d'itérations nécessaires à l'obtention d'une image TEM de qualité [Hudson et al., 1992, Hudson et al., 1994]. Face à l'évidence de cette découverte, cette méthode est par la suite rapidement appliquée, et avec succès, à la TDM et la TEP.

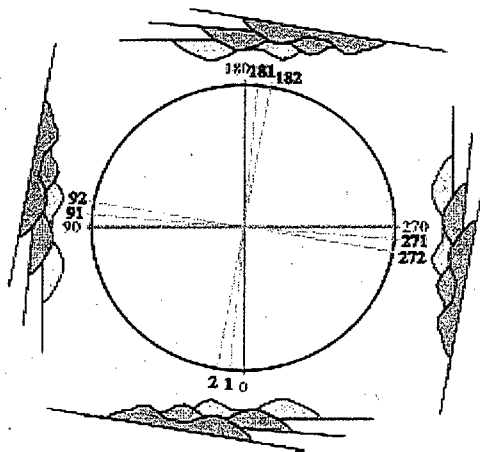
L'idée s'exprime comme suit : soit une acquisition comprenant  $N$  projections espacées équiangulairement sur une rotation complète de  $360^\circ$ , il s'agit de diviser ces  $N$  projections en  $N_s$  sous-groupes de  $N_E$  éléments chacun ( $N = N_s \times N_E$ ). Il ne faut, cependant, pas prendre les  $N_E$  premières projections, puis les  $N_E$  suivantes et ainsi de suite. Les éléments d'un sous-groupe doivent être choisis méthodiquement de manière à contenir l'information la plus diversifiée possible. Les projections d'un sous-groupe doivent être ordonnées de manière à se trouver le plus espacées que possible les unes des autres dans l'ensemble original.

Prenons, par exemple, un ensemble de 360 projections espacées de  $1^\circ$  lors de l'acquisition et divisons-les en 90 sous-groupes de 4 éléments ( $N=360$ ,  $N_s=90$ ,  $N_E=4$ ). Pour respecter la règle OS, les groupes devraient contenir les projections suivantes (Figure 4.7) :

$$OS = \{ [0, 90, 180, 270], [1, 91, 181, 271], [2, 92, 182, 272], [...], [89, 179, 269, 359] \}.$$

Une fois les OS déterminés, il reste à reconstruire l'image presque normalement. Il est intéressant de savoir que, durant la procédure de reconstruction, les étapes gourmandes en durée de calcul sont celles de la projection et de la rétroprojection (Figure 4.1). L'étape de rafraîchissement (*update*) peut pratiquement être ignorée du calcul. L'idée est de traiter toutes les projections d'un sous-groupe pour ensuite immédiatement passer au rafraîchissement. Une itération est complète lorsque tous les sous-groupes sont traités. De cette manière, la durée de projection/rétroprojection est identique à l'algorithme original, seulement l'image a été

rafraîchie à  $N_s$  répétitions. Étonnamment, dans des conditions raisonnables, la méthode OS accélère la convergence d'un facteur équivalent à  $N_s$ . Ainsi, une acquisition de 1000 projections peut être reconstruite en prenant, par exemple, 100 itérations de l'algorithme MLEM ou seulement 10 itérations OSEM-10 (en utilisant 10 groupes de 100 projections). Une accélération d'un facteur 10 serait ainsi obtenue, pour une même qualité d'image. Il est possible de diminuer la durée de reconstruction de deux ordres de grandeur en choisissant un très grand nombre de sous-ensembles. Par contre, si ce nombre est trop important, il est conseillé de le réduire durant les dernières itérations pour conserver une bonne qualité d'image [Beekman et al., 2001].



$$OS = \{ \\ [0, 90, 180, 270], \\ [1, 91, 181, 271], \\ [2, 92, 182, 272], \\ [...], \\ [89, 179, 269, 359] \\ \}$$

Figure 4.7 Les OS doivent être choisis de manière à contenir les projections les plus espacées les unes des autres dans l'espace sinogramme.

#### 4.5.2 Accélération matérielle

Lorsque l'accélération logicielle atteint une certaine limite, il est toujours possible d'augmenter encore la rapidité de calcul par une utilisation judicieuse des ressources matérielles (lorsqu'elles sont disponibles). En déterminant les sections facilement parallélisables d'un algorithme donné, il devient possible d'effectuer l'étape de reconstruction sur un système à multiprocesseurs et d'atteindre ainsi une accélération quasiment proportionnelle au nombre de processeurs utilisés [Chen et al., 1990, Sauer et al., 1995, Kole et al., 2005b, Deng et al., 2006]. Une nouvelle approche utilisant les processeurs cellulaires

(CBE, *Cell Broadband Engine*) semble prometteuse. Elle propose une reconstruction itérative complète sous la barre des 5 minutes pour un système 3D haute-résolution [Kachelrieß et al., 2006, Knaup et al., 2006, 2007]. Certains ont même proposé une reconstruction à l'aide d'un système combiné CPU/FPGA pour une parallélisation maximale [Brasse et al., 2005].

Une méthode plus accessible consiste à utiliser un ordinateur personnel doté d'une carte graphique commerciale haute-performance. Sous la poussée sans cesse croissante des amateurs de jeux vidéo, le développement des GPU (*Graphical Processing Unit*) suit une courbe défiant la loi de Moore (la performance double tous les 6 mois, soit 3× Moore [Mueller et al., 2007]). Ceci permet d'obtenir une unité de traitement aux capacités de calcul et de mémoire élevées pour un prix plus qu'abordable. Pour toutes ces raisons, la littérature regorge d'exemples d'utilisation de cette technologie appliquée à la reconstruction tomographique [Cabal et al., 1994, Mueller et al., 2000, Chidlow et al., 2003, Wang et al., 2005, Kole et al., 2005b, Mueller et al., 2006, Riabkov et al., 2007, Xu et al., 2007, Vaz et al., 2007a]. La méthode permet, à présent, une utilisation en clinique. Par exemple, une reconstruction analytique utilisant 1000 projections avec une matrice de  $512^3$  voxels peut être réalisée en une durée de 20 secondes [Vaz et al. 2007B].

## 4.6 Considérations pratiques

La présente section présente un bref résumé des nombreux travaux effectués par Zbijewski et Beekman portant sur l'amélioration de la qualité des images reconstruites statistiquement. Elle contient quelques astuces basées sur un raisonnement intuitif permettant de tirer un meilleur parti d'un sinogramme donné. Un lecteur plus curieux est invité à consulter la thèse de Zbijewski [Zbijewski, 2006].

### 4.6.1 Initialisation par inversion de Radon

Les régions de transitions sévères contenues dans un objet peuvent causer des problèmes lors de la reconstruction statistique. Ce genre de transition peut introduire des stries dans l'image et de nombreuses itérations sont nécessaires à l'élimination de cet effet. Zbijewski

et Beekman ont démontré qu'il est possible d'obtenir une image de qualité plus rapidement en utilisant, comme premier estimé, une image FBP-Hann [Zbijewski et al., 2004a]. Même si les images initialisées FBP sont plus bruitées durant les premières itérations, l'algorithme statistique compense rapidement pour atteindre une qualité d'image qui nécessiterait autrement de nombreuses itérations (si, par exemple, une image uniforme est utilisée pour l'initialisation). La Figure 4.8 montre l'effet de différentes initialisations sur une reconstruction statistique après seulement quelques itérations. Les images initialisées FBP-Hann y sont clairement libres d'artefacts de transition. En conclusion, il est plus rapide de se libérer des impondérables FBP que des artefacts de transition.

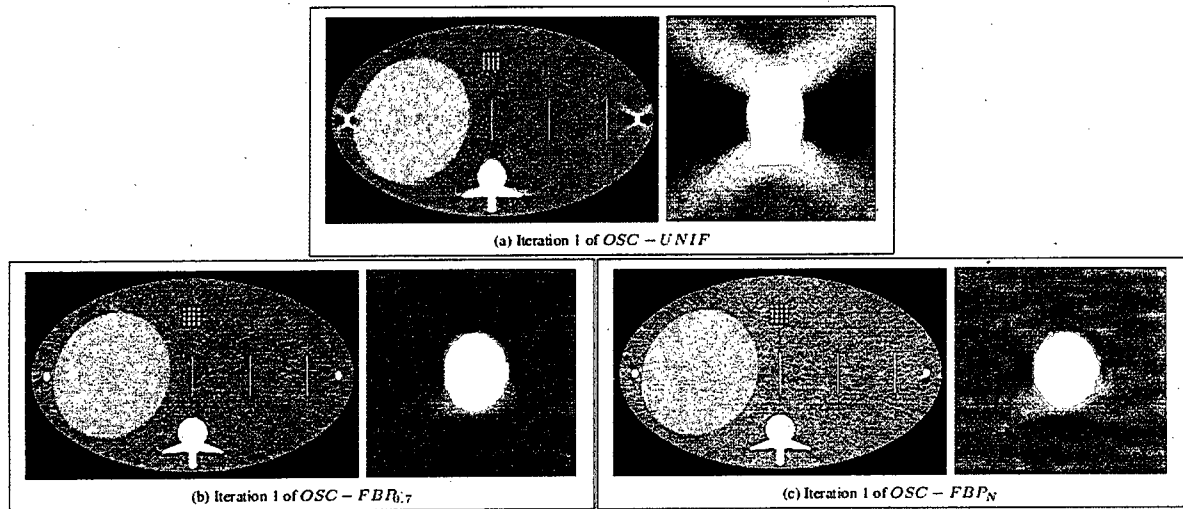


Figure 4.8 Image reconstruite OSC après seulement une itération utilisant différentes initialisations; a) initialisation avec ellipse uniforme, b) initialisation avec FBP-Hann avec une fréquence de coupure de  $0.7 \times \text{Nyquist}$  et c) FBP-Hann avec fréquence de coupure de Nyquist (tiré de [Zbijewski et al., 2004a]).

#### 4.6.2 Sur-échantillonnage de la matrice système

Il peut être judicieux, lorsque les conditions le permettent, d'utiliser une matrice système contenant un nombre de pixels arbitrairement grand durant la reconstruction [Zbijewski et al., 2004b]. En comparant l'image ainsi obtenue avec une image produite à l'aide d'une matrice de moindre résolution, il est possible de constater une diminution de l'intensité des artefacts de transition. La Figure 4.9 permet de visualiser ce phénomène. Elle compare une reconstruction utilisant une matrice de  $512 \times 512$  pixels à une autre provenant d'une matrice de



plus haute résolution. Les images de meilleure résolution sont repliées (*down-scaled*) pour être présentées avec la même résolution ( $512 \times 512$ ). Il est possible de constater visuellement l'amélioration apportée, spécialement en observant la périphérie de l'objet. Zbijewski et Beekman suggèrent que ces artefacts proviennent de la nature cartésienne de la grille de calcul. Une diminution de la taille des pixels se traduit donc par une diminution de l'intensité des artefacts associés.

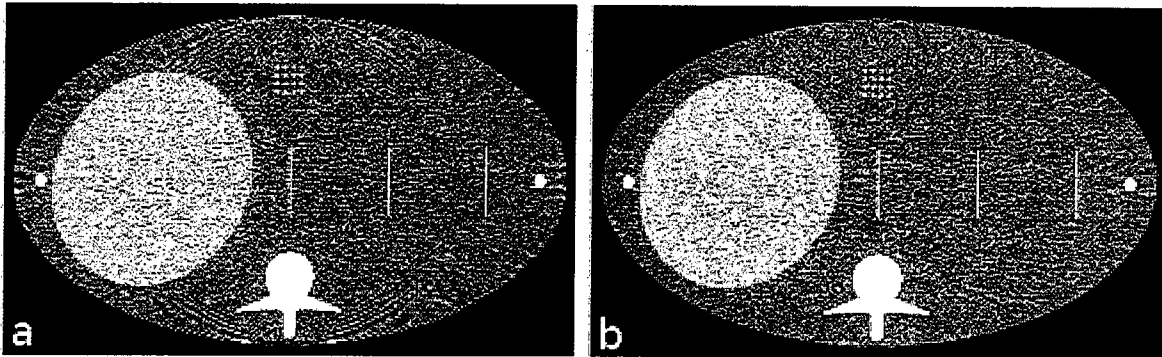


Figure 4.9 Reconstructions OSC utilisant différentes résolutions de matrice système; a) grille de  $512 \times 512$  pixels, b) grille de  $1024 \times 1024$  repliée sur  $512 \times 512$  pixels, une diminution de la taille des pixels se traduit par une diminution de l'intensité des artefacts de transition (tiré de [Zbijewski et al., 2004b]).

En contrepartie, il faut garder à l'esprit que la taille en mémoire de la matrice système et la durée des reconstructions sont directement proportionnelles au nombre de pixels utilisés. Cette méthode trouve donc rapidement ses limitations lorsque la matrice décrit un volume complet (où le nombre de pixels augmente au cube). Il sera aussi démontré que cette méthode reste inefficace en présence d'un nombre très réduit de détecteurs (section 5.2).

#### 4.7 Polyénergétisme

La nature polychromatique du faisceau de rayons-X produit un artefact du nom de durcissement du faisceau (*beam hardening*). En effet, le coefficient d'atténuation linéaire d'un matériau possède une dépendance en énergie. Ainsi, les photons de plus faible énergie subissent une atténuation plus importante. Le spectre du faisceau s'amincit et tend à conserver les plus hautes énergies au détriment des plus faibles à mesure qu'il traverse un objet, il "*durcit*".

Ce phénomène fut initialement ignoré lors du développement des algorithmes FBP et EM, probablement puisque la mesure individuelle de l'énergie des photons était alors impossible sur un scanner standard. Puisque ces algorithmes se basent sur une définition monoénergétique du flux incident, ils ne parviennent pas à expliquer (i.e. reconstruire) correctement l'ensemble des données mesurées par une image (carte d'atténuation) consistante. Généralement, les artefacts associés prennent la forme d'affaissement (*cupping*) lorsque la mire est uniforme ou de stries intenses (*streaks*) reliant les régions d'atténuation importante. Afin de tenir compte de cet effet, la stratégie consiste à récrire l'équation 2.1 d'une manière physiquement plus adéquate. La carte des coefficients d'atténuation linéaire devient donc dépendante de l'énergie :

$$I = \int I_0(\varepsilon) e^{-\int_L \mu(x, y, z, \varepsilon) dl} d\varepsilon. \quad (4.12)$$

Pour l'utiliser, il est cependant nécessaire de mesurer l'énergie individuelle des photons incidents et d'emmagasiner l'information sous forme d'histogrammes (comptes versus énergie). Une solution proposée consiste à reconstruire une sous-image par intervalle d'énergie mesuré et de générer l'image finale par une superposition pondérée de ces sous-images [Schmidt, 2009]. Puisque les sous-images respectent sensiblement l'approximation monoénergétique, il est possible d'obtenir des reconstructions libres de l'artefact de durcissement de faisceau. Une documentation fleurissante est disponible sur le sujet dans la littérature [Brooks et al., 1976, McDavid et al., 1977, Zatz et al., 1977, Herman, 1978b, Herman, 1979a, Herman, 1979b, Nalcioğlu et al., 1979, Olson et al., 1981, Rao et al., 1981, Herman et al., 1983, Ruth et al., 1995, Joseph et al., 1997, Hsieh et al., 2000, Elbakri et al., 2001, 2002, 2003b, Kachelrieß et al., 2005, Shikhaliev, 2005, Sourbelle et al., 2005, Srivastava et al., 2005, Thierry et al., 2006, Iwamoto et al., 2007, Roessl et al., 2007, Rosso et al., 2007].

## 4.8 Conclusion

Les avantages procurés par la reconstruction statistique sont nombreux en comparaison aux méthodes analytiques plus traditionnelles. Cette méthode ne se base pas sur une

expression mathématique explicite de la transformée inverse, mais plutôt sur une modélisation rigoureuse du processus de formation des images. Ceci est réalisé en incorporant aux algorithmes les phénomènes physiques relatifs au transport des photons à travers la matière (atténuation, bruit, diffusé, ...), mais aussi en permettant une modélisation minutieuse de l'appareillage d'acquisition. La matrice système accorde une flexibilité incomparable, spécialement lorsque les éléments de détection ne sont pas définissables par une géométrie simple (non-équiangulaire, non-équidistante), lorsque la source n'est pas ponctuelle ou lorsque les trajectoires des différentes pièces mécaniques deviennent exotiques. Cette méthode robuste permet de facilement gérer les contraintes de non-négativité (pas de coefficient d'atténuation négatif) et supporte même les reconstructions avec données tronquées [Pan et al., 2005, Defrise et al., 2006, Kudo et al., 2008].

Tous ces avantages se traduisent évidemment en améliorations du point de vue de la qualité de l'image. De nombreuses sources rapportent les vertus de la reconstruction statistique face à la résolution de l'image [Tsui et al., 1988, Formiconi et al., 1989, Zeng et al., 1991, Kamphuis et al., 1996, Mumcuoglu et al., 1996, Bowsher et al., 2002], au rapport signal sur bruit [Frey et al., 1993, Beekman et al., 1997, Leahy et al., 2000], à la précision de l'analyse quantitative [Floyd et al., 1986, Tsui et al., 1989, Beekman et al., 1997, Tsui et al., 1998] et aux propriétés de convergence des algorithmes [Zeng, 1991, Kamphuis et al., 1996, Beekman et al., 1998]. Des études effectuées en clinique soutiennent même une certaine réduction de diagnostics faussement positifs [Ficaro et al., 1996] et une augmentation de l'efficacité de détection des lésions [Gifford et al., 2000, Frey et al., 2002].

Cette meilleure qualité d'image s'obtient cependant au coût d'un besoin en mémoire vive parfois effarant et d'une durée de reconstruction non négligeable. Heureusement, il est maintenant possible de se munir de systèmes informatiques hautement performants et aux capacités mémoires phénoménales pour un coût plus que raisonnable. Les reconstructions utilisant les grappes de calcul ou les unités de traitement graphique (GPU) représentent une alternative intéressante lorsque ces ressources sont accessibles (section 4.5.2).

## CHAPITRE 5

# MATÉRIEL ET MÉTHODES

Cette section s'attarde à la description des différentes composantes mécaniques et logicielles en relation avec les travaux adjacents au présent mémoire. Une description du simulateur matériel LabPET™ TEP/TDM est présentée. Ce simulateur a été utilisé pour générer la plupart des images présentées dans cet ouvrage. Une description des problèmes rendant le processus de création d'images si difficile est abordée. Pour une description des outils logiciels développés spécifiquement pour la reconstruction statistique, le lecteur est invité à consulter l'annexe.

### 5.1 Description du simulateur matériel LabPET™ TEP/TDM

Le simulateur TEP/TDM de l'Université de Sherbrooke fut assemblé dans le but de démontrer qu'il est possible de générer une image TDM à partir de détecteurs et d'électronique initialement conçus pour la TEP [Bérard et al., 2007, Bérard, 2007]. Il est constitué de deux cartes de détection LabPET™ juxtaposées et opposées à une source de rayons-X. Les détecteurs et la source sont montés sur des translateurs verticaux permettant une acquisition tri-dimensionnelle d'un objet par tranches superposées. Entre les détecteurs et la source se trouve un translateur angulaire sur lequel est posé l'objet devant être imagé. Par opposition à un véritable scanner de 3<sup>ième</sup> génération, une tranche est ici imagée en mesurant la transmission pour différentes positions angulaires de l'objet face à un ensemble source/détecteurs demeurant statique.

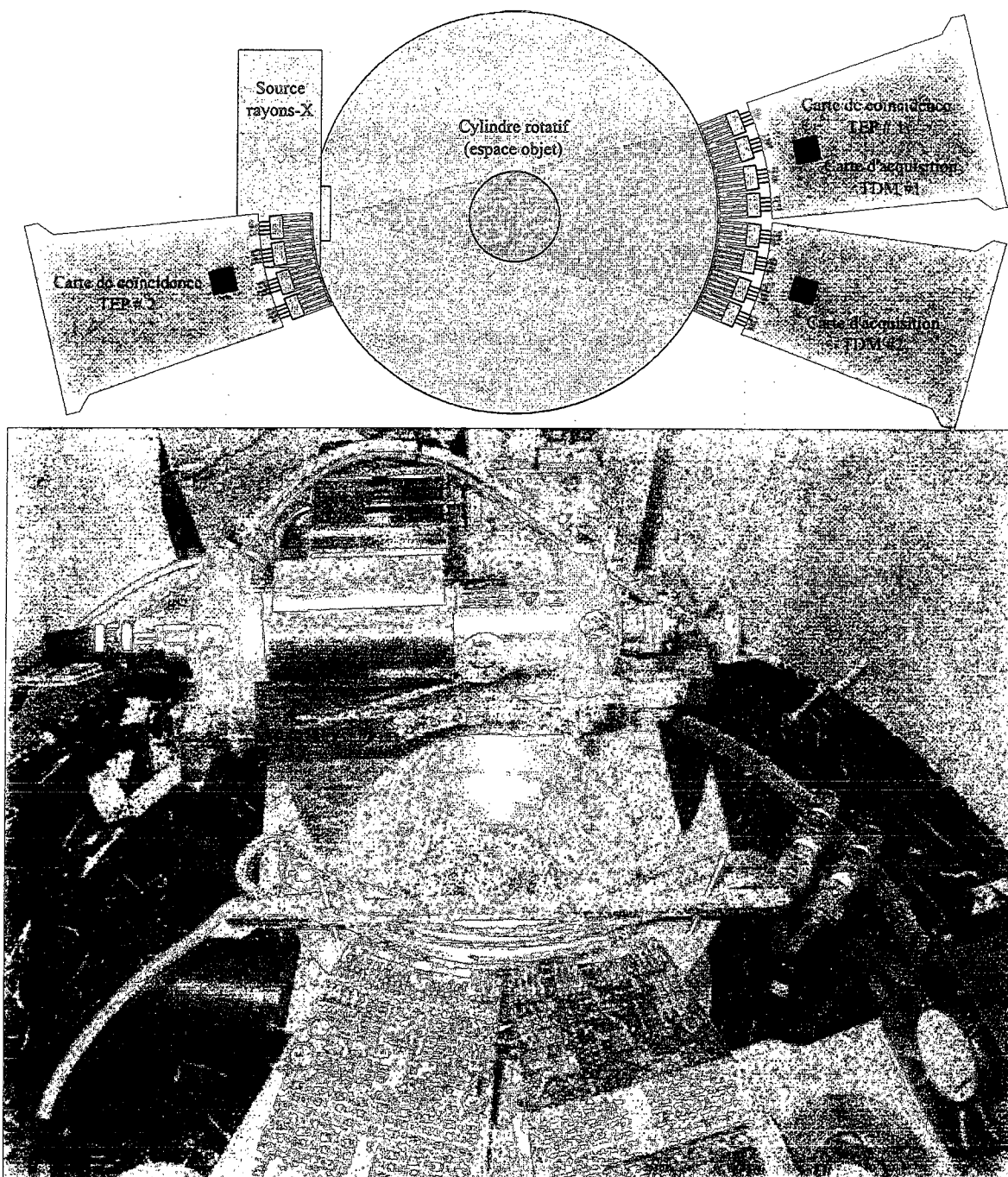


Figure 5.1 (haut) Schéma conceptuel du simulateur TEP/TDM de l'Université de Sherbrooke. Deux cartes analogiques conçues initialement pour le scanner LabPET™ sont juxtaposées et opposées à une source de rayons-X, (bas) photo du montage réel.

Une voie d'acquisition est constituée d'un cristal transformant les photons de hautes énergies en photons visibles, d'une photodiode à avalanche (PDA) transformant cette lumière

visible en charges électriques, d'un préamplificateur de charges transformant les pulses d'électrons en tensions mesurables, de convertisseurs analogiques-numériques (ADC, *analog-to-digital converters*) mesurant les différentes tensions sur 8 bits (256 bins) et finalement d'un ensemble de processeurs numériques FPGA/DSP (*field-programmable gate array / digital signal processor*) se chargeant du traitement des signaux et de leur relais jusqu'à l'ordinateur contrôlant l'acquisition (Figure 5.2).

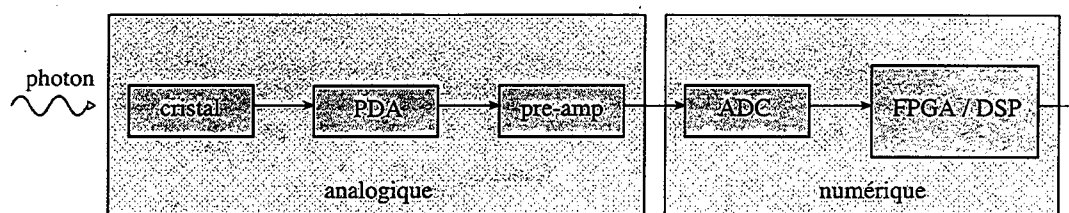


Figure 5.2 Chaîne de traitement du signal acceptant les événements entrants (photons de 511 keV ou photons X) et en extrayant différentes informations (énergie, temps).

Cette chaîne est spécialement optimisée pour les photons de plus hautes énergies utilisés en TEP (511 keV), mais peut aussi être utilisée pour détecter les photons X durs (12-120 keV). Pour ce faire, il est aisément possible de modifier certains paramètres du préamplificateur de charges de manière à le rendre mieux adapté aux particularités du comptage de photons X. Un gain plus élevé est utilisé pour compenser la plus faible énergie des photons X et une constante de temps plus rapide favorise le comptage à haut débit. Un algorithme spécialement conçu pour diminuer l'empilement des événements multiples (*pulse-pileup*) est utilisé uniquement en comptage TDM [Riendeau et al., 2008, Riendeau, 2009].

Chacune des voies collecte un spectre correspondant au nombre d'événements ayant réussi à traverser l'objet imagé en fonction de leur énergie. Ce spectre est recueilli pour les différentes positions angulaires de l'objet et comparé à un spectre sans objet. L'information permettant de reconstruire une image, soit la distribution du coefficient d'atténuation linéaire de l'objet, est retrouvée en considérant le ratio entre ces deux types de spectres, soit la proportion d'événements atténués dans l'objet (Figure 5.3).

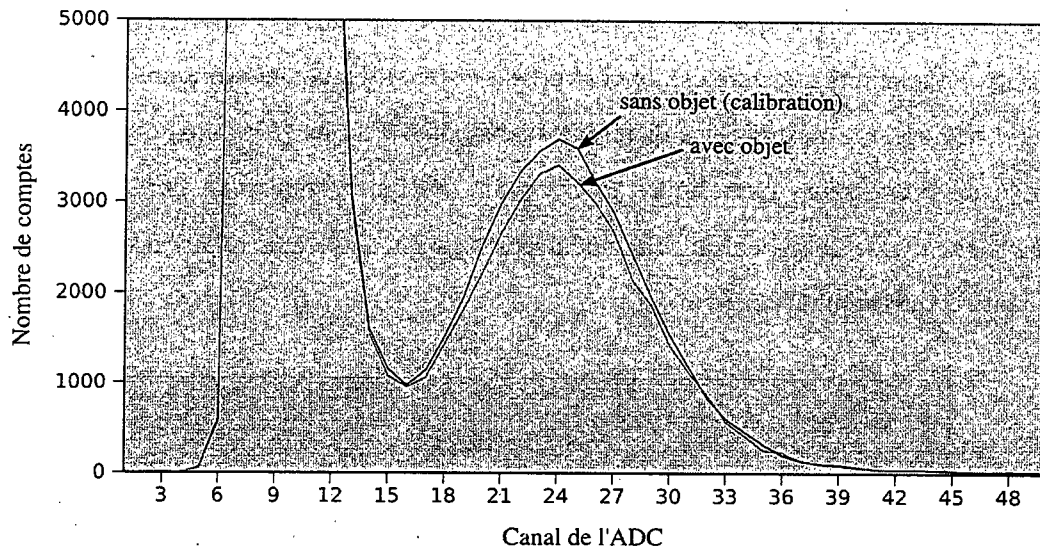


Figure 5.3 Spectre mesuré pour une seule voie électronique, avec et sans objet présent, correspond au nombre d'événements collectés en fonction de leur énergie.

Une caractéristique particulière de ce montage est qu'il possède aussi un translateur angulaire additionnel permettant un déplacement tangentiel de la source de rayons-X. Pour tirer profit de cette particularité, il est nécessaire de placer un collimateur devant la source de manière à ne laisser passer qu'un très mince faisceau. Il est ainsi possible d'effectuer un balayage récurrent (*raster scan*), permettant de mesurer avec grande précision la position spatiale de chacun des détecteurs.

Cette stratégie permet d'inclure la réponse physique réelle des détecteurs dans la matrice système (Figure 5.4).

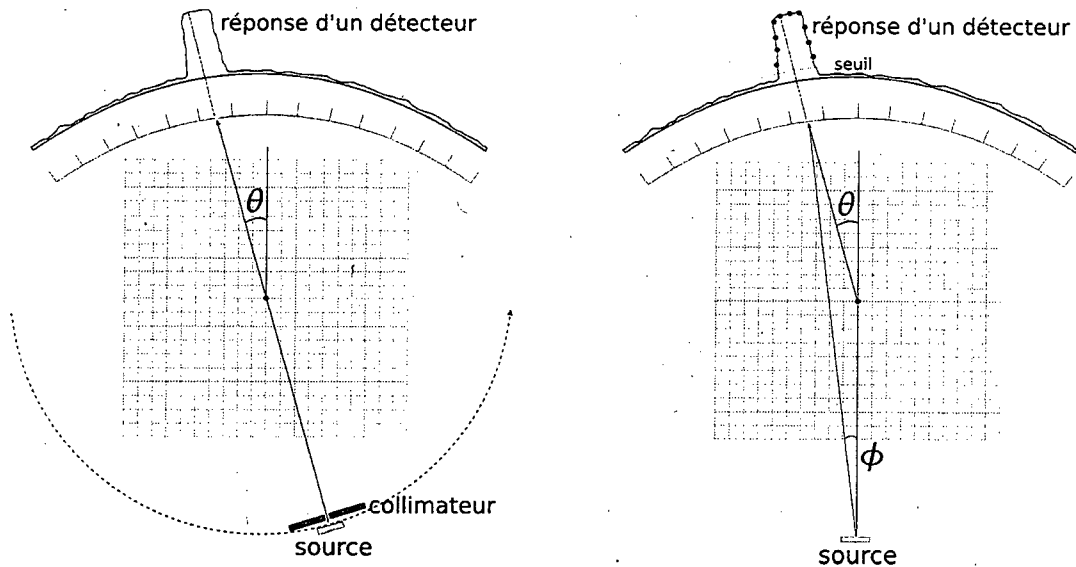


Figure 5.4 La source de rayons-X du simulateur TDM est montée sur un axe rotatif, permettant d'effectuer un balayage récurrent (*raster scan*) fournissant la réponse angulaire des détecteurs. Une transformation de  $\theta$  vers  $\phi$  est ensuite nécessaire pour intégrer cette information à la matrice système.

Ce scan permet donc d'obtenir la réponse des détecteurs en fonction d'un angle  $\theta$ . Il reste cependant à appliquer une transformation de  $\theta$  vers  $\phi$  pour obtenir les trajectoires possibles des rayons en provenance de la position de la source lors d'une acquisition réelle. Cette transformation est une approximation raisonnable pour les rayons-X de faible énergie puisqu'ils pénètrent très peu avant de subir une interaction dans le cristal du détecteur. En choisissant un seuil au-dessus duquel le bruit est ignoré, il est alors possible d'utiliser  $n$  rayons par détecteur, correspondant aux positions angulaires selon  $\phi$  pour lesquelles un signal est enregistré.

L'incorporation de la géométrie réelle des détecteurs est particulièrement utile dans le cas du simulateur utilisant les unités de détection du LabPET I. Ceux-ci sont conçus d'un assemblage de 4 détecteurs *phoswich* ( $2 \times 2 \times 10 \text{ mm}^3$ ) enveloppés dans un module de Kovar. Lorsque 2 modules sont juxtaposés, un espace mort apparaît à leur jonction. Cet espace mort correspond approximativement à la dimension d'un cristal, mais il semble plus sage d'utiliser les données provenant du balayage que d'approximer la position des détecteurs (Figure 5.5).



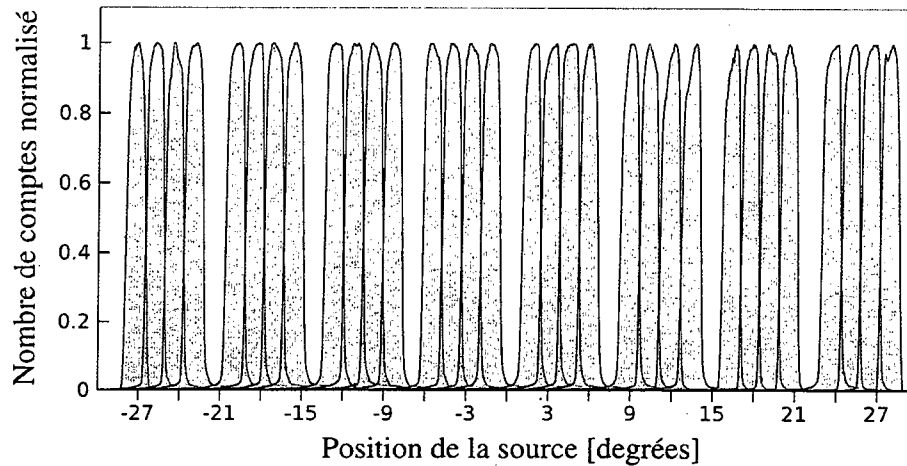


Figure 5.5 Résultat d'un balayage récurrent normalisé permettant de déterminer la réponse angulaire de chacun des détecteurs avec une grande précision.

## 5.2 Problématique du design

La problématique du design a déjà été abordée dans le compte-rendu de conférence du *2008 Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and 16<sup>th</sup> Room Temperature Semiconductor Detector Workshop* [Thibaudeau et al., 2008]. L'article associé peut être trouvé en Annexe 1.

## 5.3 Suite de programmes C/C++/Python dédiée à la reconstruction statistique

Tous les programmes nécessaires à la reconstruction statistique des images présentées dans ce mémoire furent développés pendant la présente maîtrise. Ils ont été codés principalement en C/C++ lorsque la performance était de mise, mais aussi agrémentés de scripts Bash et Python™ pour leur conférer une plus grande souplesse. Le Tableau A2.1 énumère ces différents programmes et leurs principales fonctions.

La première étape requiert le développement d'un programme servant à générer les matrices système aussi bien pour les données provenant de simulations que pour celles obtenues lors de réelles acquisitions. Un modèle mathématique est nécessaire pour reproduire le simulateur TDM. Ce modèle supposera un ensemble source/détecteurs statique pour lequel l'objet (la matrice image) effectue une rotation. Les différents paramètres le définissant se

trouvent à la Figure 5.6 et dans le Tableau 5.2.

Pour construire une matrice système dans sa forme la plus simple, il suffit de tracer un rayon entre la source et un détecteur et de déterminer la grandeur des différentes intersections entre ce rayon et la grille image. Il s'agit ensuite de recommencer pour tous les détecteurs et, ultimement, pour toutes les projections. Les différentes projections sont créées en appliquant une rotation à la grille image correspondant à la rotation effectuée par l'objet imagé lors d'un scan réel. La matrice contient une multitude de blocs de données, un bloc étant constitué des paramètres se trouvant dans le Tableau 5.1.

Tableau 5.1 Description et taille des différents paramètres composants la matrice système.

Définition	Type C++	Taille [octets]
Grandeur de l'intersection	[float]	4
Indice du pixel	[unsigned int]	4
Indice du détecteur	[unsigned int]	4
Indice de la projection	[unsigned int]	4

Tel que démontré en section 4.3.2, il peut être souhaitable d'utiliser plusieurs rayons par détecteur. Dans ce cas, il est nécessaire de normaliser les différentes grandeurs d'intersection de manière à conserver la validité physique de la matrice (obtenir des coefficients d'atténuation réalistes). Le calcul de cette matrice système pouvant nécessiter de grandes quantités de temps et d'espace mémoire, il n'est effectué qu'une seule fois pour une géométrie donnée, puis le résultat est enregistré dans un fichier binaire pour une utilisation ultérieure.

Une fois la matrice enregistrée, il est possible de la visualiser à l'aide du programme approprié. Ce dernier génère des images permettant de porter un jugement qualitatif sur le contenu de la matrice. Il permet, entre autres, de détecter rapidement une région sous échantillonnée du champ de vue (généralement au centre) ou, pire encore, une matrice vide (mauvais paramètres d'entrée). Plus précisément il est possible de :

- 1 – observer une sommation complète de la matrice;
- 2 – observer les contributions individuelles des détecteurs;
- 3 – observer les contributions individuelles des projections.

Avec ces outils, il est aisé de déceler si un, ou plusieurs, détecteurs se trouvent à l'extérieur du champ de vue utile, si certaines paires de détecteurs contribuent à l'échantillonnage de la même section du champ de vue, ou encore, si le champ de vue est uniformément échantillonné.

Une fois cette étape (optionnelle) de visualisation terminée, vient le temps de reconstruire l'image. Le programme s'en chargeant accepte en entrée la matrice système ainsi qu'un sinogramme et en génère une image. Il donne accès aux différents algorithmes de reconstruction décrits en section 4.4 et permet à l'utilisateur de choisir le nombre d'itérations ainsi que le nombre de sous-ensemble (OS) désirés.

La plupart des images provenant d'acquisitions expérimentales nécessitent une étape supplémentaire de filtrage afin d'offrir une qualité visuelle acceptable. Le programme *image* ajoute cette fonctionnalité ainsi qu'une multitude d'autres utilités diverses. Il permet donc le filtrage par fenêtre mobile avec pondération gaussienne ou linéaire ainsi que la possibilité d'un filtrage adaptatif<sup>1</sup> de forme bilatérale<sup>2</sup>. Les fonctionnalités complètes permettent de :

- 1 – filtrer l'image (fenêtre mobile gaussienne ou linéaire, possiblement bilatérale);
- 2 – transformer les coefficients d'atténuation en unités Hounsfield (HU);
- 3 – appliquer une transformation de seuillage (observer une région spécifique de la fenêtre d'intensité);
- 4 – réduire la plage dynamique de l'image (changer le *bit depth*);
- 5 – appliquer une région d'exclusion (toute valeur à l'extérieur d'un certain cercle devient nulle);
- 6 – changer la taille de l'image (agrandissement ou réduction par facteur de 2);
- 7 – appliquer de simples changements d'orientation (transpose, réflexion horizontale ou verticale);
- 8 – définir la qualité des données de sortie, si le format est binaire alors possibilité de 4 ou 8 octets, si le format est texte le nombre de décimales affichées est paramétrable, si le format est png ou jpeg la qualité de compression est paramétrable.

---

1 Un filtre est dit adaptatif lorsque les coefficients de son noyau (*kernel*) ne sont pas fixes, mais plutôt dépendants de la valeur des pixels avoisinants un pixel d'intérêt. Le noyau s'adapte au contenu de l'image.

2 Le noyau d'un filtre bilatéral est déterminé selon 2 paramètres: la distance (en pixel) et la différence d'intensité (erreur) entre les pixels du filtre et le pixel central. Ce type de filtre est utile pour conserver les contours d'une image (*edge preserving*), mais procure généralement de mauvais résultats en présence de bruit important.

Un exemple complet d'utilisation de la suite de reconstruction est disponible en Annexe 2.

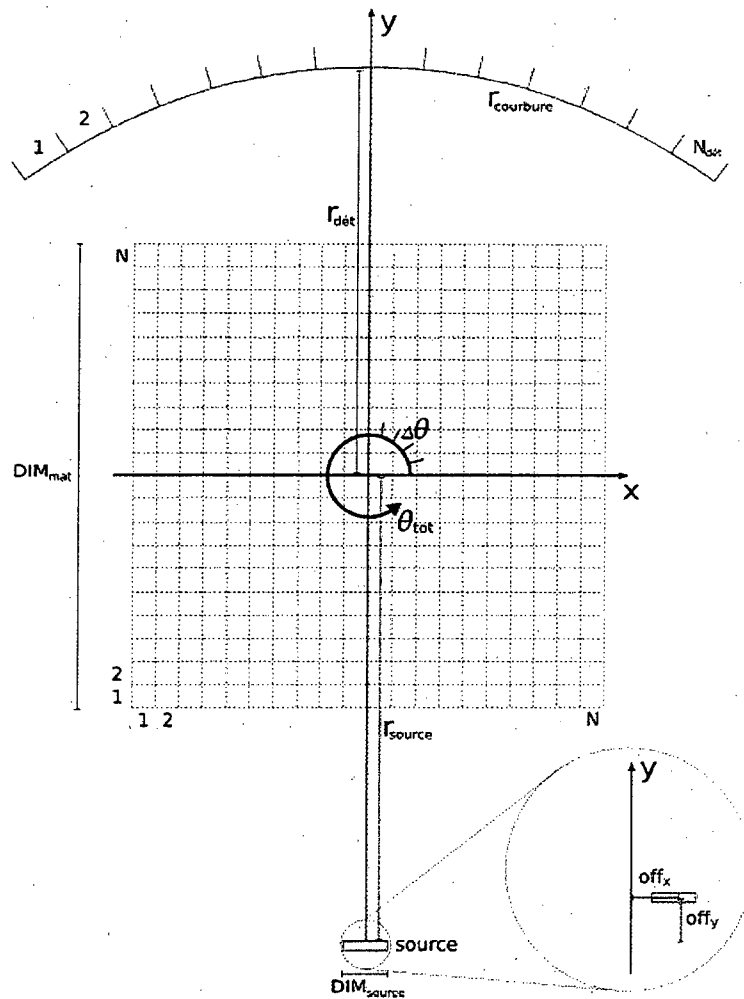


Figure 5.6 Schéma du modèle informatique générant la matrice système.

Tableau 5.2 Récapitulatif des variables nécessaires au modèle informatique.

Terme	Définition
$N_{mat}$	nombre de pixels retrouvés par côté de la grille de reconstruction, l'image est reconstruite sur une grille carrée de dimensions $N_{mat} \times N_{mat}$
$N_{dét}$	nombre d'éléments du banc de détection
$Dim_{mat}$	dimensions physiques d'un côté de la grille de reconstruction [mm]
$Dim_{source}$	dimensions physiques de la source [mm]
$r_{dét}$	distance entre le centre de la matrice de reconstruction et l'anneau de détection, mesurée sur la droite représentant l'ordonnée du système d'axe pour $\theta = 0$ [mm]
$r_{source}$	distance entre le centre de la matrice de reconstruction et la source de rayons-X, mesurée sur la droite représentant l'ordonnée du système d'axe pour $\theta = 0$ [mm]
$r_{courbure}$	rayon de courbure de l'anneau de détection [mm]
$off_x$	correction en abscisse sur la position de la source [mm]
$off_y$	correction en ordonnée sur la position de la source [mm]
$\theta_{tot}$	déplacement angulaire total effectué par la grille de reconstruction (objet image) [degrés]
$\Delta\theta$	incrément angulaire sur le déplacement de la grille de reconstruction [degrés]

## CHAPITRE 6

# RÉSULTATS

La présente section contient une multitude d'images reconstruites autant à partir de données analytiques que expérimentales. La première section est une démonstration de la qualité des algorithmes développés spécifiquement pour la reconstruction statistique dans le cadre de cette maîtrise. La seconde présente les différentes images acquises à l'aide du simulateur TEP/TDM du groupe LabTEP/GRAMS de l'Université de Sherbrooke.

### 6.1 Simulations numériques

Cette section présente les résultats de reconstructions utilisant en entrée des ensembles de données générés par ordinateur. Deux différents programmes ont été utilisés à cette fin, soit CTSim [Rosenberg, 2002] et GATE [Jan et al., 2004].

#### 6.1.1 Comparaison FBP/statistique avec mires analytiques

Le programme CTSim permet de générer un sinogramme contenant les intégrales de ligne parfaites traversant une mire analytique. La mire étant définie par des géométries simples (ellipses, rectangles, triangles, etc...), le calcul des différentes atténuations est aisé et dépourvu de toute erreur (mise à part la précision de la machine hôte, soit généralement un calcul sur points flottants de 32 bits). Dans le but de tester la validité des algorithmes développés, l'utilisation de ce type de mires demeure un outil indispensable puisqu'elle permet de travailler sur des données libres de bruit, mettant, par conséquent, l'emphasis sur les erreurs logicielles si elles sont présentes.

La Figure 6.1 présente les différentes mires utilisées, il est possible d'y retrouver des mires de contraste simples: la tête de Herman [Herman, 1980], la mire de Shepp et Logan [Shepp et al., 1974], ainsi qu'une version personnalisée d'une mire de Derenzo. Ces mires sont toutes utilisées pour démontrer le bon fonctionnement des algorithmes itératifs en présence d'un système possédant une résolution raisonnable (256 détecteurs par projection, Figure 6.2),

mais aussi sur un système à faible résolution similaire au simulateur TDM LabPET™ (40 détecteurs par projections, Figure 6.3).

Toutes les reconstructions itératives sont comparées aux images FBP générées par CTSim. Pour une appréciation qualitative des reconstructions, un observateur doit comparer une image reconstruite FBP-RamLak (sans fenêtre d'apodisation) à une reconstruction itérative sans post-filtrage. De la même manière, il est possible de comparer une image FBP-Hann à son homologue itératif, soit une version ayant été sévèrement filtrée après reconstruction.

La Figure 6.2 démontre, hors de tout doute, le fonctionnement adéquat des algorithmes itératifs utilisés. Les artefacts présents dans les reconstructions de la mire de Herman sont causés par un phénomène de sous-échantillonnage. En effet, les régions présentant de hautes fréquences spatiales et d'importants contrastes (i.e. voir les triangles dans la définition de la mire en Figure 6.1) contribuent toujours à la dégradation de la qualité de l'image reconstruite. Ces artefacts sont, par ailleurs, présents dans la publication originale décrivant la mire [Herman, 1980]. Pour réduire l'amplitude de tels artefacts, il serait nécessaire d'utiliser un nombre très important de détecteurs lors de la génération des sinogrammes. Puisque le présent mémoire propose l'étude des systèmes à faible résolution, il est donc normal de retrouver ce type d'artefacts dans les reconstructions FBP et itératives. En présence d'un échantillonnage raisonnable et en absence de bruit, les deux types de reconstructions devraient fournir des résultats similaires, ce que démontre la Figure 6.2. L'approche itérative devient intéressante lorsque l'information est limitée ou manquante. En comparant les reconstructions à faible résolution de la Figure 6.3, il est possible d'observer de meilleurs contrastes et une meilleure résolution spatiale dans les versions OSC-filtrés que dans celles produites par FBP-Hann.

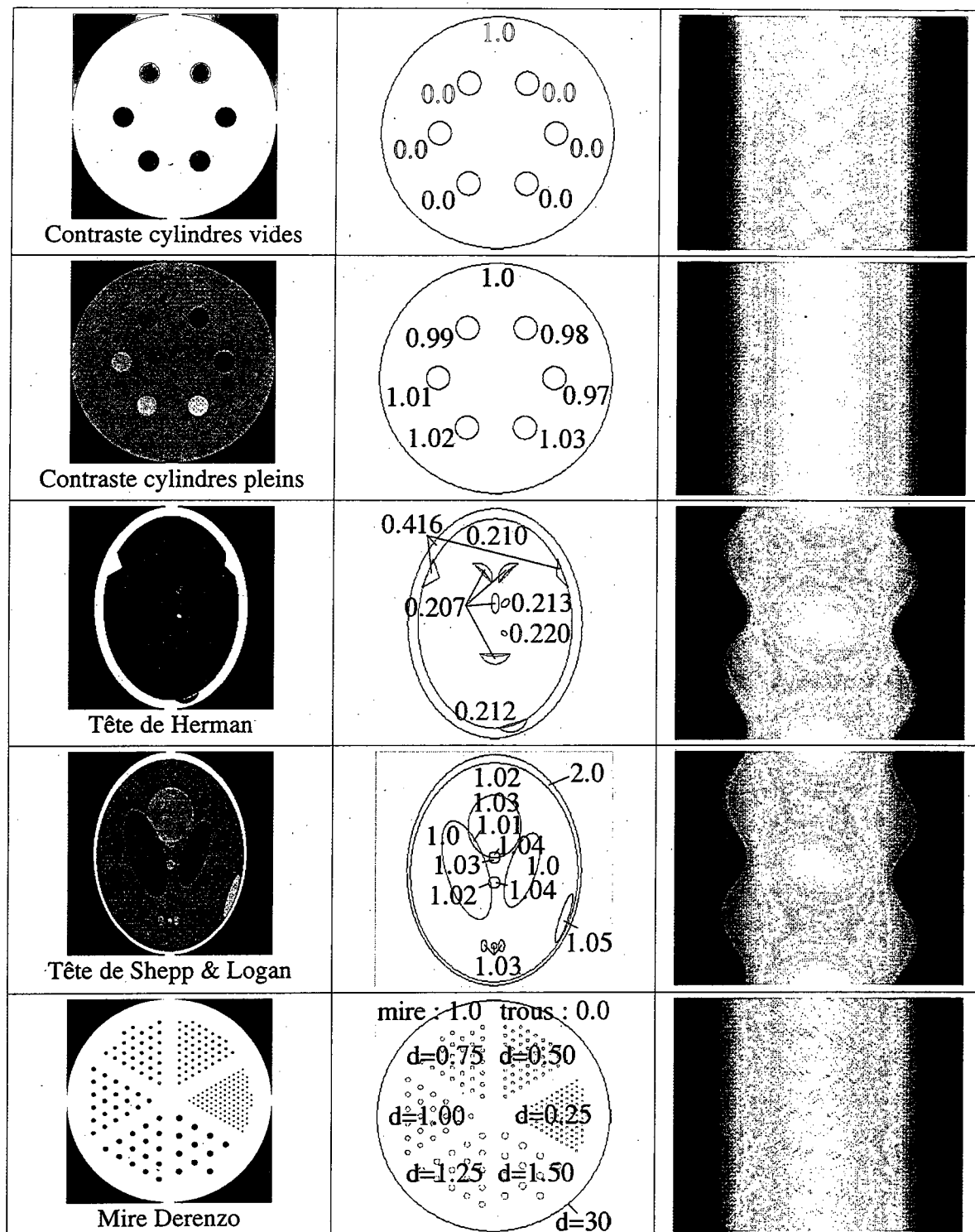


Figure 6.1 Définition des différentes mires utilisées dans cette section; la première colonne donne un aperçu de la mire selon une fenêtre d'intensité adéquate, la seconde définit les coefficients d'atténuation ( $\text{cm}^{-1}$ ) utilisés et la dernière montre les sinogrammes correspondants.



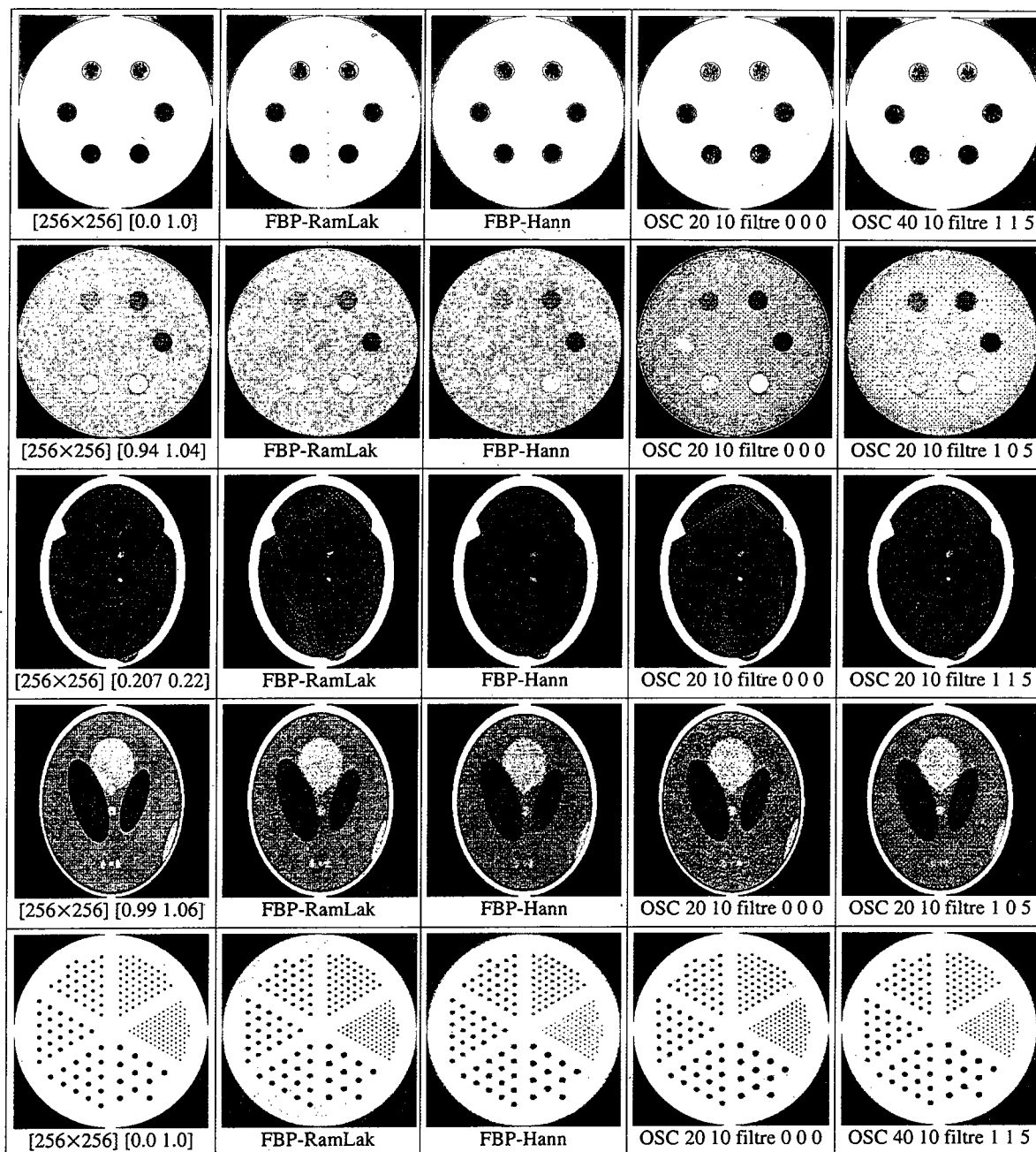


Figure 6.2 Différentes reconstructions des mires présentées en Figure 6.1 avec système haute résolution (256 détecteurs), la première colonne présente les mires parfaites. Il est possible d'y lire le nombre de pixels utilisés pour les grilles de reconstruction ainsi que la fenêtre visuelle appliquée sur les niveaux de gris (en  $\text{cm}^{-1}$ ). Les deux prochaines colonnes montrent respectivement les reconstructions FBP sans et avec filtrage Hann. Les deux dernières colonnes contiennent les reconstructions itératives sans et avec post-filtrage (filtre T-B-N; T=type de fenêtre mobile {0=aucune, 1=Gaussienne 3×3}, B=filtre bilatéral {0=non, 1=oui}, N=nombre d'applications du filtre).

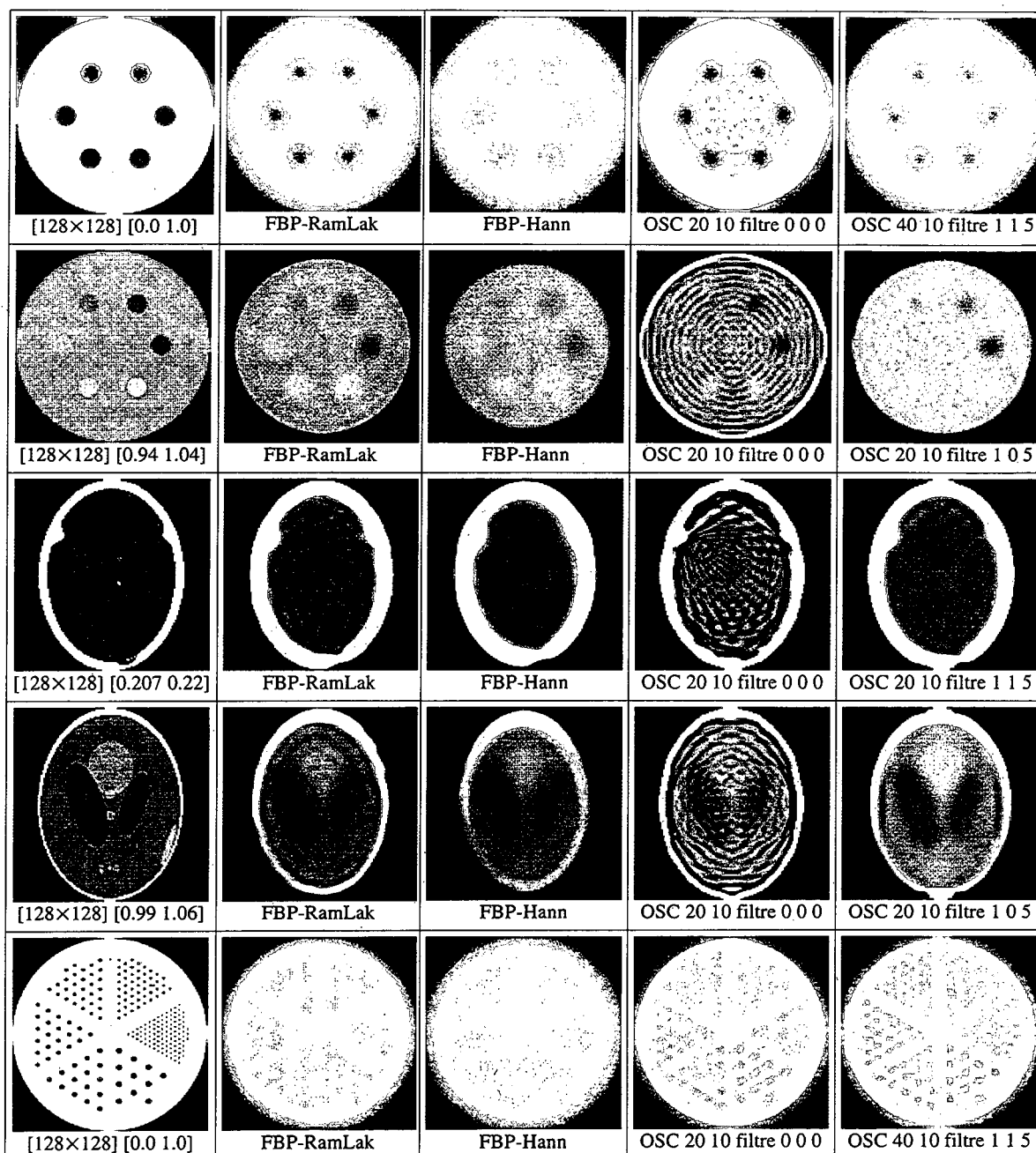


Figure 6.3 Différentes reconstructions des mires présentées en Figure 6.1 avec système faible résolution (40 détecteurs), la première colonne présente les mires parfaites. Il est possible d'y lire le nombre de pixels utilisés pour les grilles de reconstruction ainsi que la fenêtre visuelle appliquée sur les niveaux de gris (en  $\text{cm}^{-1}$ ). Les deux prochaines colonnes montrent respectivement les reconstructions FBP sans et avec filtrage Hann. Les deux dernières colonnes contiennent les reconstructions itératives sans et avec post-filtrage (filtre T-B-N; T=type de fenêtre mobile {0=aucune, 1=Gaussienne  $3 \times 3$ }, B=filtre bilatéral {0=non, 1=oui}, N=nombre d'applications du filtre). Les reconstructions FBP de la mire de contraste avec cylindres pleins semblent de diamètre inférieur en raison de la fenêtre visuelle étroite.

Il peut être aussi intéressant de souligner un type d'artefacts rarement considéré, soit les artefacts causés par une très basse résolution. Ceux-ci proviennent des effets nocifs d'un sous-échantillonnage extrême accompagné d'un fort volume partiel<sup>1</sup>. La Figure 6.4 montre différentes reconstructions FBP-RamLak de la mire de contraste analytique à cylindres vides pour divers degrés de résolution d'un système. Les sinogrammes ne contenant aucun bruit et provenant d'une géométrie parfaite, il est possible de mettre l'emphase uniquement sur les conséquences de la très faible résolution. Il est à noter que la résolution du simulateur LabTEP/TDM se situe entre les Figures 6.4a et 6.4b. La Figure 6.5 permet de déduire que sur un tel système, le principal agent de perturbation de la qualité d'image est le sous-échantillonnage en projection (faible nombre de points mesurés par position angulaire). L'effet de volume partiel causé par l'importante largeur des détecteurs est de moindre importance et tend même à adoucir les artefacts de sous-échantillonnage. Dans une telle configuration, l'action de compenser le faible nombre de détecteurs par un grand nombre de projections n'apporte aucun bénéfice au niveau de la qualité des images reconstruites.

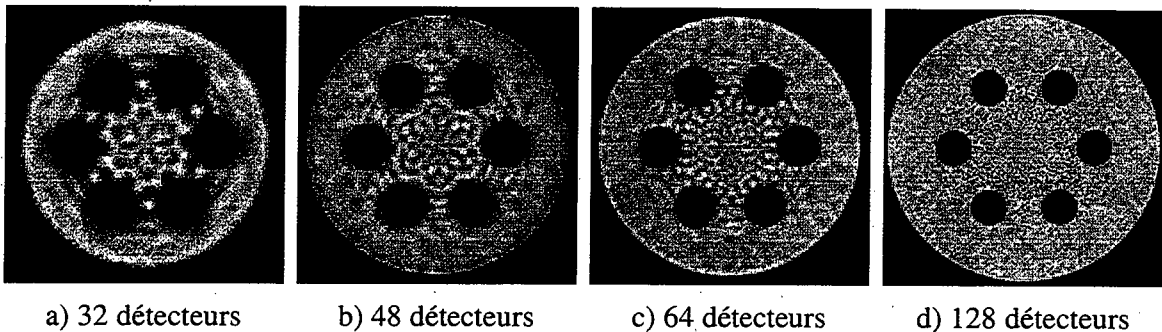


Figure 6.4 Différentes reconstructions FBP-RamLak de la mire de contraste analytique à cylindres vides pour divers degrés de résolution d'un système, une fenêtre visuelle très large est utilisée [0.9-1.1] mais d'importants artefacts sont tout de même visibles à très basse résolution (10 rayons sont tracés par détecteur pour simuler une largeur non nulle).

<sup>1</sup> L'effet de volume partiel est causé par la largeur non-nulle des détecteurs, et sa contribution augmente lorsque la résolution d'un système diminue. Pour une position donnée de la source et d'un détecteur, il est possible que des détails d'intensités différentes soit échantillonnés par ce détecteur, causant un flou dans l'image reconstruite. En TDM ce flou est de plus non-linéaire, tel que le laisse transparaître l'équation 2.4.

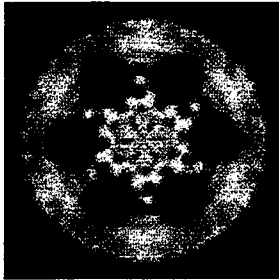
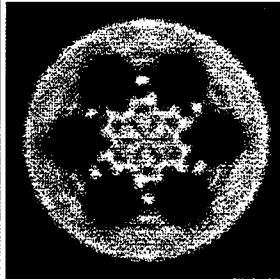
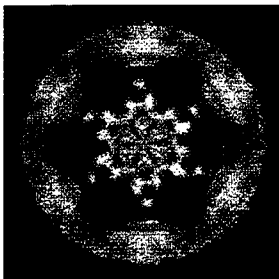
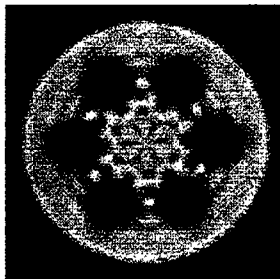
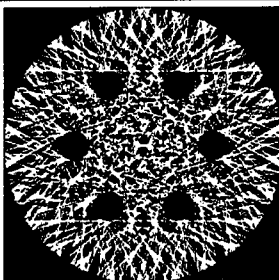
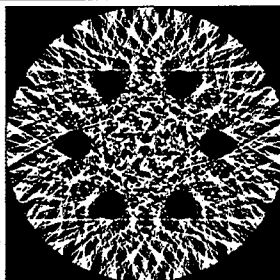
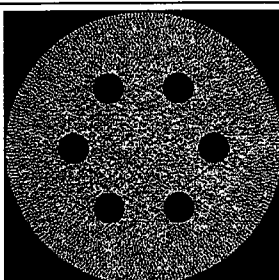
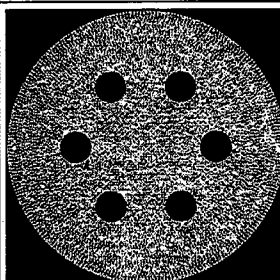
		1 rayon/détecteur (largeur nulle)	100 rayons/détecteur (avec volume partiel)
32 détecteurs	360 projections		
	3600 projections		
360 détecteurs	32 projections		
	320 projections		

Figure 6.5 Différentes reconstructions FBP-RamLak de la mire de contraste analytique à cylindres vides, permettant de distinguer les effets du sous-échantillonnage de projection contre ceux du sous-échantillonnage angulaire. Lorsque très peu de détecteurs sont utilisés, la résolution est lourdement affectée et l'action de multiplier les mesures angulaires n'apporte pas de bénéfice au niveau de la qualité d'image. D'autre part, utiliser un nombre raisonnable de détecteurs mais peu de projections affecte plus lourdement le niveau de bruit de l'image tout en conservant une résolution convenable. Ajouter un grand nombre de rayons par détecteur pour simuler un effet de volume partiel affecte très peu le résultat. Une fenêtre visuelle très large [0.9-1.1] est utilisée pour toutes les images.

### 6.1.2 Simulation Monte Carlo utilisant GATE

Le programme GATE (*the Geant4 Application for Emission Tomography*) permet une simulation particulièrement réaliste de l'interaction des particules énergétiques lors de leur transport à travers la matière. S'il a été conçu à la base pour simuler des systèmes TEP, rien n'empêche un utilisateur averti d'en extraire des données produites en transmission. Contrairement à CTSim, il permet d'inclure les effets de rayonnements diffusés et de bruit poissonnien de comptage aux données du sinogramme. Cette amélioration du réalisme de la simulation a toutefois un prix, qui est personnalisé par la très lourde tâche de calcul associée. Pour contrer cet inconvénient, la présente simulation fut réalisée à l'aide du Mammouth-Série, le super-ordinateur du centre de calcul scientifique de l'Université de Sherbrooke.

Plusieurs centaines d'heures ont été nécessaires pour générer l'équivalent de 180 millions de photons monoénergétiques de 60 keV. Ceux-ci furent distribués sur 360 projections et recueillis par 64 détecteurs. Une simple mire de contraste constituée d'un cylindre d'eau (diamètre 25 mm) contenant 6 trous d'air (diamètre 3 mm) a été simulée. Une particularité de ce type de simulation est la possibilité de discriminer les événements par leur énergie, ou encore, par le nombre d'interactions subies avant d'atteindre un détecteur.

La Figure 6.6 présente les premières images TDM jamais reconstruites à l'aide de GATE et furent obtenues en octobre 2007. La mire de contraste y est reconstruite dans un premier temps en considérant le rayonnement diffusé dans l'objet, et ensuite en rejetant cette contribution lors de la création du sinogramme. La moyenne ainsi que l'écart type d'une région d'intérêt circulaire sont calculés dans les deux cas; avec diffusé la moyenne est de  $1.483 \text{ mm}^{-1}$  et l'écart type vaut  $1.938 \times 10^{-3} \text{ mm}^{-1}$ ; sans diffusé la moyenne est de  $1.557 \text{ mm}^{-1}$  et l'écart type vaut  $1.257 \times 10^{-3} \text{ mm}^{-1}$ . Le rayonnement diffusé contribue donc à augmenter le bruit de 54% et abaisser l'amplitude de 5% dans l'image reconstruite lorsqu'il est présent dans le sinogramme, se traduisant par une diminution de 38% du rapport signal sur bruit (SNR).

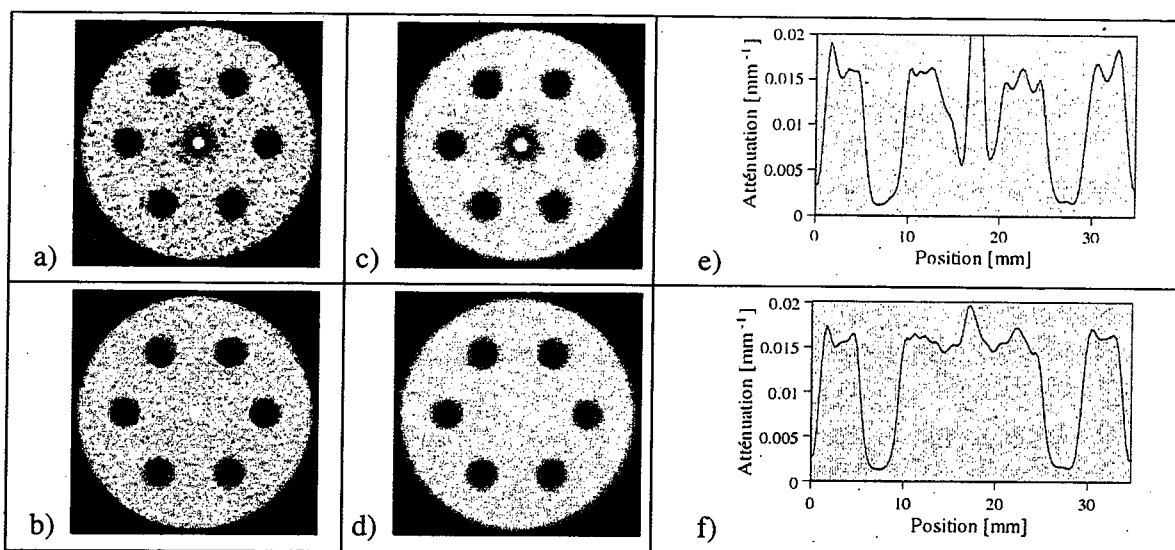


Figure 6.6 Reconstructions itératives (OSC-10 avec 10 itérations) d'une mire de contraste simple utilisant un sinogramme généré à l'aide de GATE: a) avec rayonnement diffusé; b) en excluant le rayonnement diffusé dans l'objet; les figures c et d correspondent respectivement aux versions filtrées de a et b (3 applications d'un filtre gaussien 3×3); les figures e et f correspondent respectivement aux profils passant par le centre des images a et b. La contribution du diffusé diminue le rapport signal sur bruit et amplifie l'artefact présent au centre de l'image.

## 6.2 Données expérimentales

Les données présentées dans le reste du chapitre furent toutes acquises à l'aide du simulateur TEP/TDM du groupe LabTEP/GRAMS de l'Université de Sherbrooke. Des résultats complémentaires se trouvent aussi dans l'article joint en Annexe 1.

### 6.2.1 Considérations de dose

Le niveau de bruit d'une image reconstruite est fortement influencé par le nombre de photons mesurés lors d'une acquisition. Il a été vu au chapitre 3 que l'incertitude sur la mesure de  $N$  événements est proportionnel à  $\sqrt{N}$ , impliquant un rapport signal sur bruit de  $N/\sqrt{N} = \sqrt{N}$  (par conséquent croissant avec la statistique). Il est ainsi possible d'améliorer la qualité des images en augmentant la durée d'une acquisition ou, de façon équivalente, en augmentant l'intensité du flux de rayons-X (dans la limite de la capacité de comptage de l'appareil). Lors

d'études animales, il devient intéressant de pouvoir relier la qualité d'une image reconstruite à la dose administrée, spécialement si l'animal doit subir de multiples examens.

La dose fournie par le tube à rayons-X est évaluée à l'aide d'une sonde fabriquée par la compagnie *Radcal Corporation* (contrôleur : *Radiation Monitor Controller 9010*, sonde : *3CT connection 1.04*). Pour ce faire, la sonde est insérée dans une mire de plastique aux dimensions semblables à celles d'une souris, puis le tout est introduit à l'intérieur d'un cylindre de plomb muni d'une fente d'une hauteur de 1 cm. Par la suite, l'ensemble est soumis à diverses expositions utilisant une intensité croissante de la source (pour une durée fixe). Cette mesure permet d'obtenir une approximation de la dose *utile* (contribuant à la statistique de l'image) reçue par un animal pendant un scan. Elle reste biaisée par le fait que les acquisitions animales sont effectuées en mode planaire (une seule tranche à la fois) et qu'aucun collimateur axial n'est utilisé en sortie de la source. La Figure 6.7 permet cependant de déduire une valeur de :

$$dose = 1.16 \times 10^{-3} \frac{\mu Gy}{s \times \mu A \times mm} \quad (6.1)$$

Ainsi pour obtenir la dose *utile* (en  $\mu Gy$ ) approximativement reçue par un animal pendant un scan complet il suffit de connaître :

- la durée nécessaire pour recueillir toutes les projections d'une tranche (en secondes)
- l'intensité de la source de rayons-X (en  $\mu A$ )
- la dimension axiale de la portion du sujet imagé (en mm).

Cette mesure doit, bien évidemment, être compensée par un facteur adéquat lors de sous/sur-échantillonnage axial.

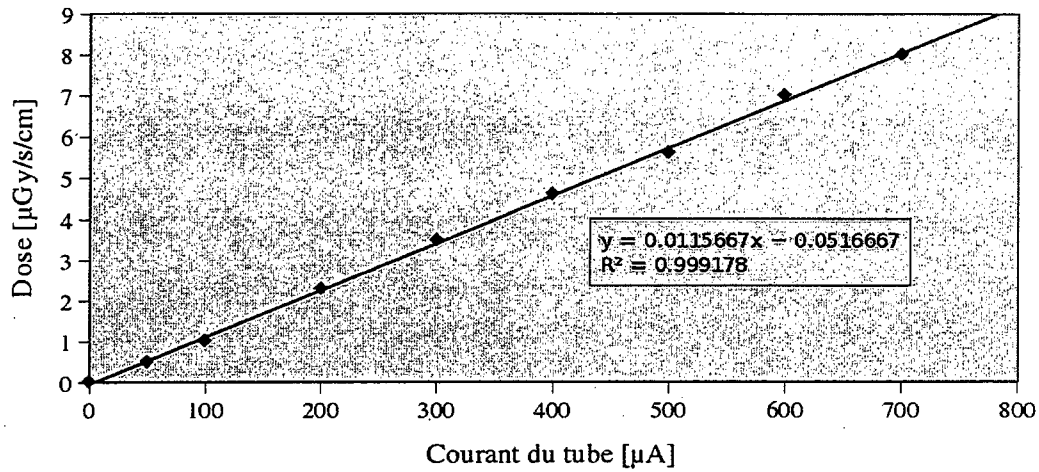


Figure 6.7 Évaluation de la dose reçue par 1 cm axial de matière en fonction de l'intensité du courant du tube à rayons-X pour une durée d'exposition de 1 seconde.

### 6.2.2 Évaluation de bruit et de résolution avec mires expérimentales

De nombreuses images ont été acquises à l'aide du simulateur TEP/TDM, principalement en mode TDM. La présente section se concentre sur la résolution et le niveau de bruit contenu dans l'image en fonction du nombre d'itérations OSC utilisées. Le bruit est défini par l'écart-type mesuré à l'intérieur d'une région d'intérêt :

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - x_{\text{moy}})^2} \quad (6.2)$$

La résolution est, pour sa part, évaluée par la fonction d'étalement du point (PSF, *Point Spread Function*) ainsi que la fonction de transfert de modulation (MTF, *Modulation Transfert Function*). La PSF est obtenue par la reconstruction d'un objet aux dimensions bien inférieures à la résolution de l'appareil, pouvant être considéré comme un objet ponctuel. La MTF est obtenue par une simple transformée de Fourier discrète de la PSF :

$$MTF = DFT(PSF) \quad (6.3)$$

La Figure 6.8 montre le niveau de bruit présent dans l'image reconstruite d'une mire d'eau en fonction du nombre d'itérations OSC utilisées. De manière intuitive, cette courbe devrait être strictement croissante en fonction du nombre d'itérations puisque l'action d'itérer faiblement



revient à appliquer un filtre passe-bas (lissage) sur l'image. Le comportement des premiers points ne se conforme pas à cette règle, probablement puisque l'estimé de l'image initiale est uniforme. Utiliser un cylindre ou, encore mieux, une reconstruction FBP comme estimé initial corrigerait ce comportement. La mire consiste en un simple cylindre de plastique de 32 mm de diamètre et rempli d'eau (Figure 6.10a). L'écart type est évalué à l'intérieur d'une région d'intérêt circulaire d'un diamètre de 7 mm située près du centre de l'image reconstruite. La Figure 6.9 montre la résolution obtenue par l'imagerie d'une mince tige de tungstène. Cette tige est en réalité un fil de 100  $\mu\text{m}$  de diamètre inséré à l'intérieur d'un cylindre de plastique d'un diamètre de 25 mm (Figure 6.10b). La PSF est obtenue en moyennant 4 profils tirés de l'image reconstruite de cette mire. Le fait d'obtenir une FWHM inférieure à la résolution théorique du système indique probablement un nombre d'itérations trop élevé. La résolution mesurée d'un système TDM est fonction des paramètres suivants: la forme du point focal de la source, la taille de détecteurs, la dimension de la tige imagée, l'échantillonnage angulaire (nombre de projections), la magnification (position relative de la source et des détecteurs par rapport à l'objet) et finalement l'influence de l'algorithme de reconstruction utilisé. Dans le cas du simulateur LabTEP/TDM, la taille du point focal et de la tige utilisée (respectivement 50  $\mu\text{m}$  et 100  $\mu\text{m}$ ) peuvent être négligés du calcul de résolution sans perte de précision importante. Le calcul en utilisant seulement la taille de détecteur prédit une résolution de D/M (respectivement 2.0 mm pour les détecteurs et  $2\times$  pour la magnification), soit une valeur de 1.0 mm FWHM. Ainsi, le fait d'obtenir une résolution reconstruite inférieure à 1.0 mm indique que l'algorithme de reconstruction a sous-évalué la taille de l'objet (utiliser un nombre d'itérations inférieur corrigerait cette situation).

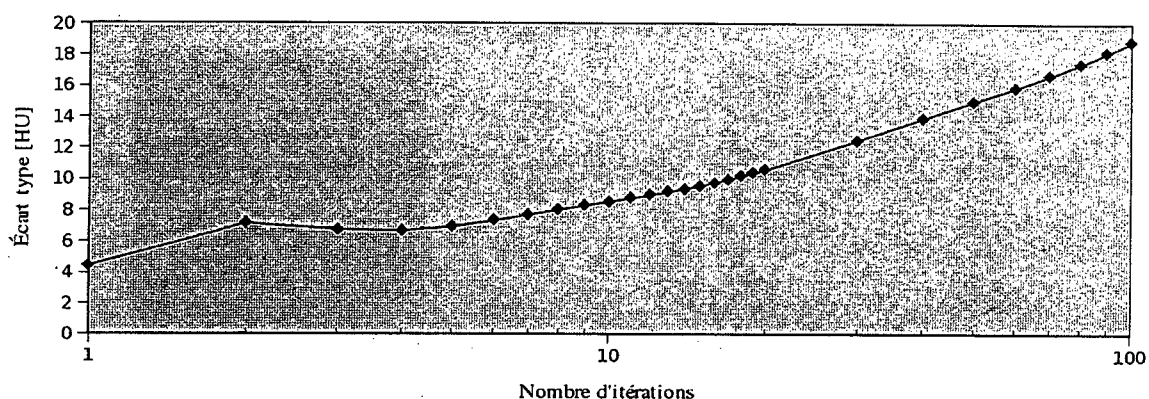


Figure 6.8 Mesure du niveau de bruit d'une mire d'eau en fonction du nombre d'itérations OSC-10, après une étape de filtrage gaussien (360 projections de 2 s avec source à 20  $\mu$ A).

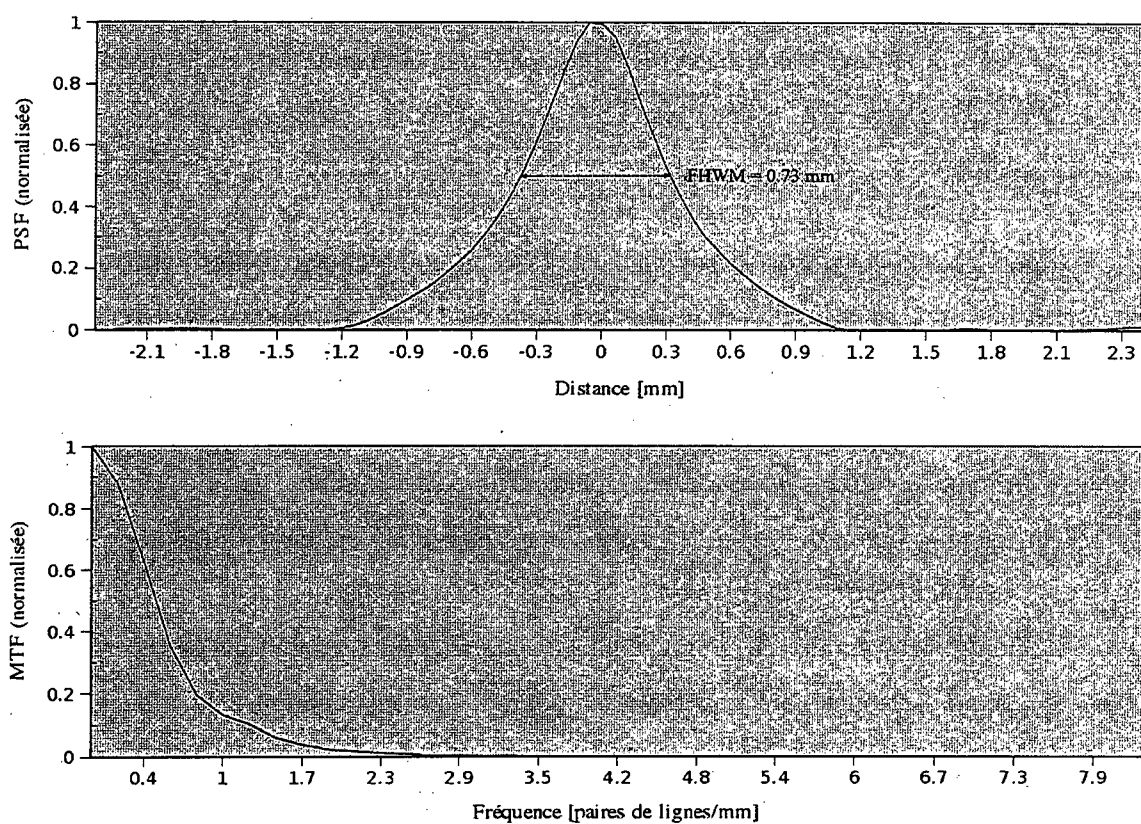


Figure 6.9 Mesure de résolution utilisant une mire contenant 5 tiges de tungstène de 100  $\mu$ m, reconstruction OSC-10 avec 10 itérations; (haut) PSF obtenue en moyennant 4 profils tirés du même point, (bas) MTF associée.



Figure 6.10 a) Reconstruction de la mire utilisée pour l'analyse du niveau de bruit (10 itérations, OSC-10). Un cylindre de plastique (diamètre extérieur/intérieur de 32/28.5 mm) est rempli d'eau et l'écart type est mesuré sur une région circulaire (diamètre 7 mm) située près du centre de l'objet; b) Reconstruction de la mire utilisée pour l'analyse de résolution (20 itérations, OSC-10). Différentes tiges de tungstène (diamètre de 100  $\mu\text{m}$ ) sont insérées dans un cylindre de plastique (diamètre de 25 mm) et espacées de 4 mm. La PSF est estimée en moyennant les 4 profils passant par le point situé à 8.0 mm du centre. Les artefacts sont causés par les régions (points) de très haut contraste.

### 6.2.3 Reconstructions avec petits animaux

Cette section, ainsi que la suivante, apporte un complément d'information utile aux résultats présentés dans l'article se trouvant en Annexe 1. Les algorithmes de reconstruction itératifs sont ici mis à l'épreuve sur un équivalent animal du patient humain, c'est-à-dire la souris. Une mire spéciale fut conçue pour accueillir l'animal (préalablement sacrifié) et le maintenir immobile durant la durée complète d'un scan pseudo 3D. Le simulateur ne comportant qu'une seule rangée de détecteurs, cette image 3D est en réalité composée d'une superposition de multiples scans planaires (2D).

La Figure 6.11 montre différents rendus (*rendering*) 3D tirés du scan corps entier d'une souris. Il est possible d'y voir une version intégrale laissant apparaître la mire autour de l'animal et une version après application d'une simple région d'exclusion cylindrique. Le scan est composé de 75 tranches d'une épaisseur de 1 mm, chacune ayant nécessité 180 projections d'une durée de 500 ms. La magnification offerte par le système est de 2 $\times$ , c'est à dire que la distance source/objet est égale à la distance objet/détecteurs. L'intensité du tube était de 50  $\mu\text{A}$ , fournissant une dose *utile* approximative de 400  $\mu\text{Gy}$ . Cette dose *utile* est définie ici comme celle que recevrait un animal sur un système *complet* basé sur l'architecture du simulateur

LabTEP/TDM. Le terme *complet* désigne ici un système pour lequel une collimation appropriée est utilisée (i.e. où chacun des photons balistiques traversant l'animal peut être mesuré par un détecteur et ainsi contribuer à la statistique de l'image). La dose réelle *absorbée* par l'animal, évidemment supérieure à cette valeur, reste bien en deçà du seuil de 1. cGy suggéré par [Kohn et al., 1956].



Figure 6.11 Rendus 3D produits à partir des données reconstruites d'un scan corps entier d'une souris sacrifiée: reconstruction originale (gauche) et après application d'une région d'exclusion cylindrique (droite). En choisissant différemment le seuil, il est possible de visualiser la peau (haut) ou les os (bas). L'animal fut sacrifié dû à la très grande durée de l'acquisition (5h30) et à la difficulté de le conserver sous anesthésiant sur le simulateur.

Il peut être intéressant de visualiser les images reconstruites individuellement. La Figure 6.12 montre les tranches ayant servi à générer les rendus 3D de la Figure 6.11. Les contours de l'animal et les os, fournissant des repères anatomiques importants, sont clairement visibles, notamment la boîte crânienne dans les tranches 7 à 10. Le contraste nécessaire à la différenciation des tissus mous n'est cependant pas atteint, le niveau de bruit étant trop élevé.

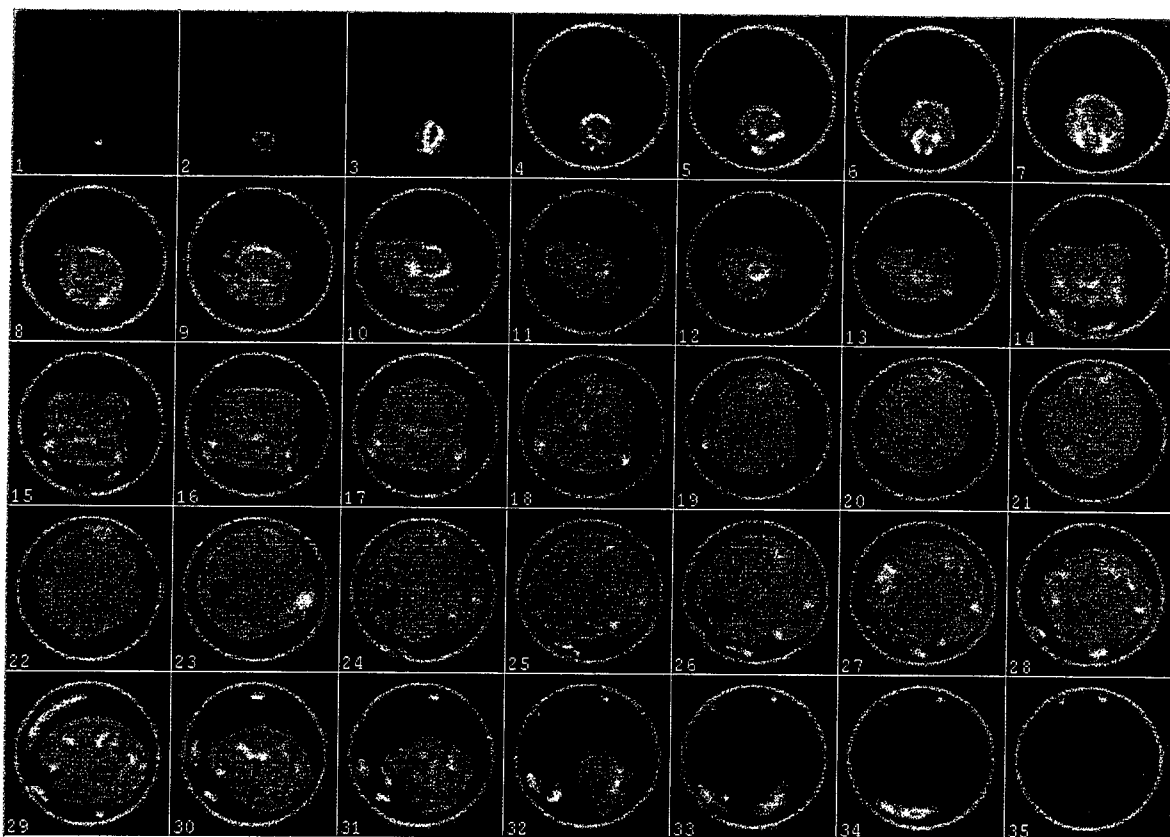


Figure 6.12 Tranches individuelles utilisées pour générer les rendus 3D de la figure 6.11. Une seule tranche sur deux est présentée pour ne pas alourdir la figure. Le contraste est amplement raisonnable pour l'observation des contours de l'animal et des structures osseuses, mais insuffisant pour la différenciation des tissus mous.

#### 6.2.4 Fusion d'images TEP/TDM

Le simulateur LabPET/TDM est aussi doté d'une carte d'acquisition supplémentaire servant à mesurer les coïncidences lors de mesures en mode TEP (Figure 5.1). Sa configuration ayant été principalement optimisée pour l'imagerie en mode TDM, la qualité des acquisitions TEP effectuées à l'aide de ce montage est bien inférieure à celle obtenue en utilisant un système LabPET™ complet. Certaines images ont néanmoins été recueillies en utilisant les deux modalités. Elles sont présentées en Figure 6.13. L'acquisition TEP avec un sujet animal concerne une souris de 20 g, injectée de 2.0 mCi (74 MBq) de  $\text{Na}^{18}\text{F}$  et sacrifiée 30 minutes après injection. Comme seulement deux cartes sont utilisées en coïncidence (Figure 5.1), l'acquisition est divisée en 6 projections totalisant 72 minutes de mesure. La

durée des projections individuelles est ajustée pour compenser la décroissance naturelle du radioisotope. Une seule tranche est mesurée, sans sur-échantillonnage, et positionnée au niveau du poumon de l'animal.

L'étape de fusion consiste à aligner correctement les deux images (la phase de recalage), pour ensuite superposer leur information dans une seule image (la phase de fusion proprement dite). On présente généralement l'information TDM en tons de gris et celle TEP en utilisant une palette de couleurs plus claires. Les images présentées dans cette section sont générées à l'aide des outils («*plug-ins*») *TurboReg* et *FusionTP* du programme d'édition d'images *ImageJ*.

Les reconstructions TEP ont aussi été effectuées à l'aide d'algorithmes itératifs. Dans le but de minimiser les transformations nécessaires à l'étape de recalage, la dimension physique ainsi que le nombre de pixels de la matrice système TDM sont choisis de manière à correspondre exactement à ceux de la matrice TEP. Bien souvent, seule une opération de rotation est nécessaire à ce recalage. Dans le cas d'un scanner vraiment bimodal, il serait aisé de générer des images pouvant être soumises à une fusion directe (en définissant des repères communs lors de la construction des différentes matrices système).

Les images de la Figure 6.13 démontrent, hors de tout doute, qu'il est possible d'obtenir des images TEP et TDM à l'aide du même ensemble de détection. On peut y voir que les détails de l'ordre de 1.0 mm sont distinguables en mode TDM. Cette dimension correspond à la limite théorique observable à l'aide de détecteurs d'une largeur de 2.0 mm pour une magnification de 2 $\times$ . Il serait possible d'obtenir une meilleure résolution à l'aide du simulateur en approchant la source de rayons-X de l'objet, mais dû à l'ouverture limitée du cône de cette source (approximativement 20°) l'imagerie d'une souris deviendrait alors impossible.

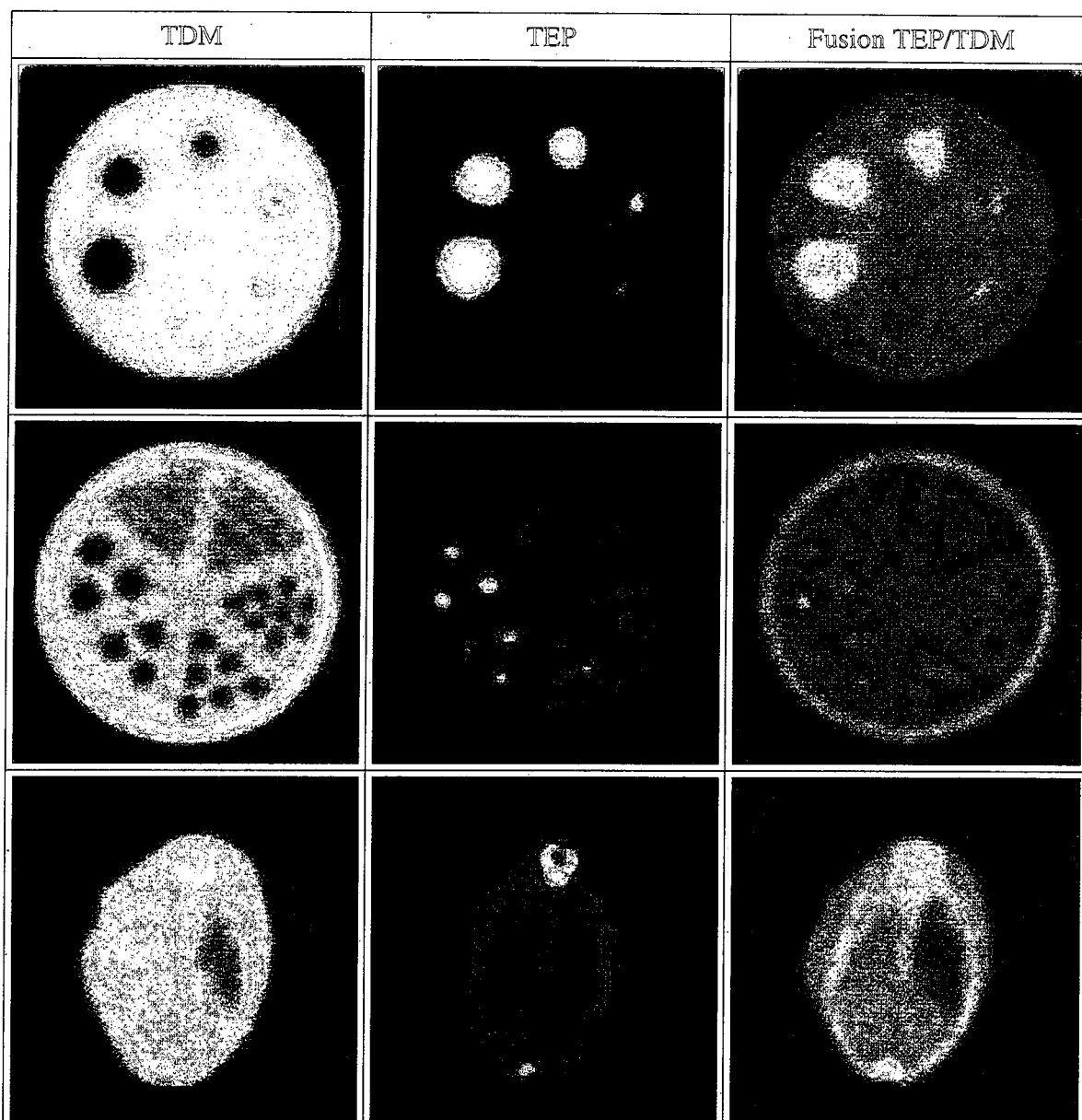


Figure 6.13 Différents exemples de fusion d'images TEP/TDM obtenues à l'aide du même ensemble de détection: (haut) mire de résolution avec trous d'air de 5, 4, 3, 2 et 1 mm de diamètre; (milieu) mire Ultra Micro avec trous de 2.4, 2.0, 1.7, 1.35, 1.0 et 0.75 mm de diamètre; (bas) souris injectée au  $\text{Na}^{18}\text{F}$ , coupe au niveau des poumons (dose TDM *utile* approximative de 4  $\mu\text{Gy}$ ).

# CONCLUSION

La modalité d'imagerie par TDM représente l'examen clinique le plus répandu à travers le monde, contribuant actuellement à plus de 30% de la dose artificielle absorbée par l'homme. Son utilisation est en croissance, mais la dose administrée par examen semble constante, à la différence de la radiographie où une diminution de l'ordre de 30% par examen est observée depuis les dernières décennies [ICRP, 2001]. Pour conserver une qualité d'image diagnostique à moindre exposition, il est donc nécessaire de développer de nouveaux systèmes de détection plus performants ou de faire un meilleur usage de l'information collectée.

La recherche sur les petits animaux représente un terrain de choix pour parvenir à cette fin. Le scanner bimodal de l'équipe LabTEP/GRAMS est un outil de développement particulier permettant ce type de recherche. Étant le premier à être *pleinement* bimodal, il porte la promesse de futurs scanners TEP/TDM à volume réduit et faible coût. L'image TDM est utilisée pour supporter et corriger l'image TEP dans un contexte d'étude moléculaire. Ici encore la dose administrée par l'examen TDM doit être de faible intensité, autant pour éviter les effets radiotoxiques que thérapeutiques sur un modèle que l'on voudrait étudier.

Une autre source d'erreurs d'interprétation est la présence d'artefacts dans l'image reconstruite. Si de nombreux facteurs physiques en sont responsables, il en va de la responsabilité de l'algorithme de reconstruction utilisé d'en minimiser les impacts. Encore à ce jour, l'algorithme FBP est utilisé comme référence en clinique. Basé sur une inversion mathématique du problème de tomographie, il est rapide et ses propriétés sont amplement comprises. Il repose cependant sur une définition continue du procédé d'acquisition, soit une infinité de détecteurs et de projections. Plus cette approximation devient grossière et plus grande est la dégradation des performances en reconstruction de cet algorithme. Malheureusement, la géométrie du scanner LabPET représente une approximation trop importante pour permettre l'utilisation adéquate de la FBP. La dimension des cristaux est importante (ils mesurent 2 mm, par opposition à certains scanners TDM commerciaux qui possèdent un pas de 50  $\mu$ m) et la présence d'espaces morts entre chaque bloc de 4 détecteurs



nécessite une étape d'interpolation dégradant la qualité de l'image. Le problème de reconstruction doit donc accommoder les tares que sont la faible statistique, la faible résolution et les données manquantes. Il existe cependant une alternative capable d'une bien meilleure gestion des ces imperfections.

Les méthodes de reconstruction itératives, aussi dites statistiques, représentent une solution à ce problème. Leurs fondements se basent sur une modélisation mathématique du processus d'acquisition, tenant ainsi compte des phénomènes physiques relatifs au transport de particules énergétiques à travers la matière. La nature poissonnienne du bruit de comptage est ainsi considérée, mais il est aussi possible d'incorporer la contribution polyénergétique du faisceau de rayons-X de même que le rayonnement diffusé à travers l'objet. Virtuellement toute géométrie de la source ou des détecteurs peut être modélisée, sans compter les trajectoires possiblement exotiques de tous ces composants dans l'espace. Étant moins sensibles aux données manquantes, aucune interpolation n'est nécessaire pour couvrir les régions non échantillonnées. Pour toutes ces raisons, les sources louant leurs performances vis à vis la FBP sont très répandues. Que ce soit en termes de quantification de l'image, de résolution spatiale, de rapport signal sur bruit, de contraste assurant une meilleure détection des lésions ou de détection d'exams faussement positifs, l'approche statistique est toujours gagnante. Les inconvénients majeurs liés à l'utilisation de ce type de méthodes demeurent les ressources de calcul et la durée nécessaire à la reconstruction de l'image.

Il est approximativement vrai d'affirmer qu'une seule itération d'un algorithme statistique nécessite la même durée qu'une reconstruction FBP complète. Ainsi l'utilisation en clinique de ces méthodes fut longtemps inconcevable. Les temps changent et elles sont maintenant à la porte des centres de santé, représentant le proche avenir du *golden standard* en matière de reconstruction. Avec les différentes méthodes permettant d'accélérer le processus de formation de l'image, les cliniciens pourront très bientôt profiter de tous ces avantages. Le principal moteur de cette révolution reste l'accroissement incessant des performances de l'ordinateur personnel. Dans sa condition actuelle il demeure toutefois insuffisant, nécessitant l'aide de grappes de calcul, de processeurs cellulaires (CBE, [Kachelrieß et al, 2006, Knaup et al., 2006, 2007]) ou encore de processeurs graphiques (GPU) pour atteindre des durées de reconstruction raisonnables. L'accélération par sous-ensembles ordonnés (OS) est un autre

protagoniste incontournable, permettant de diminuer la durée de reconstruction d'un, voire deux ordres de grandeur. Sa contribution sur les propriétés de convergence des algorithmes étant toujours mal comprise, certains hésitent encore à accepter son utilisation lors d'analyses d'images quantitatives.

Un second inconvénient de taille survient lors de la mise en mémoire vive de la matrice système. En effet, celle-ci peut facilement atteindre plusieurs Go lorsqu'elle modélise un système à haute résolution. Elle est généralement pré-calculée et chargée en mémoire seulement lors de la reconstruction. De cette façon, la durée de son calcul peut être ignorée. Certaines matrices sont simplement trop volumineuses et sont lues en ordre séquentiel sur le disque pendant la reconstruction. Bien que cette méthode ne soit pas optimale, son ralentissement peut être amoindri en ordonnant judicieusement les données composant la matrice. En TEP, une stratégie employée pour contrer ce problème consiste à utiliser les différentes symétries présentes dans un scanner pour diminuer la taille de la matrice [Leroux et al., 2007]. Il est envisageable que cette méthode soit aussi utilisable en TDM. Il a été démontré que la densité de la matrice affecte les propriétés de convergence des algorithmes de reconstruction, mais aussi sa taille. En utilisant plusieurs rayons virtuels par détecteur le calcul s'approche plus d'une normalisation surfacique (ou volumique en 3D) que d'un simple calcul de grandeur de segments. Un algorithme efficace, pouvant déterminer les différentes contributions surfaciques exactes sans nécessiter l'étape de traçage de rayons, n'existe toujours pas. Les résultats obtenus montrent pourtant que l'utilisation de plusieurs rayons par détecteur améliore grandement la qualité des images reconstruites, spécialement dans le cas d'un système à faible résolution (où le nombre de détecteurs est limité).

Une quantité colossale de scans furent effectués à l'aide du simulateur LabPET/TDM et de précieuses conclusions peuvent maintenant en être tirées. En premier lieu, il peut être opportun de spécifier qu'étant donné le nombre très réduit de détecteurs présents sur le montage (32), les contraintes liées à la durée de reconstruction (moins de 5 secondes) et à la taille mémoire de la matrice système (rarement plus de 60 Mo) sont quasi inexistantes en reconstruction statistique. Une méthode permettant d'inclure la réponse expérimentale des détecteurs à la matrice système fut développée et mise en application avec succès. Elle consiste à mesurer la réponse angulaire *relative* des détecteurs avec une grande précision, puis

à injecter cette information dans les algorithmes responsables du traçage de rayons. Beaucoup d'efforts furent nécessaires avant l'obtention d'une qualité d'image potable, il est maintenant possible d'identifier les principaux acteurs responsables de cette réussite. Tout d'abord, la résolution du système impose l'utilisation d'un très grand nombre de rayons virtuels par détecteur (plus de 50) et ceux-ci doivent obligatoirement être correctement normalisés. La réponse des détecteurs étant relative, un paramètre est nécessaire à leur inclusion de façon absolue dans la matrice système. Ce paramètre est probablement le plus influent sur la qualité de l'image lorsqu'il est mal connu. Il peut être approximé par une inspection visuelle du montage, mais aucune image acceptable n'a été obtenue avant l'utilisation de scripts chargés d'optimiser cette valeur. Ceux-ci génèrent plusieurs dizaines de matrices système et une décision basée sur l'analyse, qualitative ou quantitative, des images respectivement reconstruites est prise. Le dernier des incontournables reste certainement l'alignement le plus minutieux possible de toutes les différentes pièces du montage. Comme une multitude de constantes doivent être connues avec précision pour parfaire la modélisation du système physique par la matrice système, une approche méticuleuse est de mise. Tous ces problèmes ayant été surmontés, des images permettant de distinguer des détails de la dimension dictée par la résolution théorique du système furent finalement obtenues.

Les images de souris acquises avec l'aide du simulateur TDM contiennent un message important. D'une part, elles révèlent que l'imagerie *pleinement* bimodale est possible, puisque leur qualité est amplement suffisante à la localisation de nombreuses structures internes de référence chez le petit animal. Ceci permettant un recalage anatomique de l'image TEP ainsi que la possibilité d'une correction d'atténuation lors de la reconstruction de cette dernière. Ensuite, il devient évident que les images TDM ne peuvent offrir le niveau de bruit nécessaire à la différenciation des tissus mous chez l'animal. Ceci s'explique en partie par la faible fluence du faisceau de rayons-X indispensable à la conservation d'une faible dose, le bruit statistique prohibant toute différenciation. Cet argument n'est pas si facilement contourné puisqu'il faut aussi considérer la limitation du système en termes de comptage de photons, commandé par les temps morts (paralysie) dans la chaîne de traitement électronique. Un autre facteur limitatif se retrouve dans la dimension des éléments de détection. En effet, d'une très faible résolution émergent des artefacts rarement considérés (Figure 6.4), pourtant présents dans la majorité des

images reconstruites à l'aide du simulateur (avant filtrage). Ces artefacts sont souvent géométriques et dépendent du contenu de l'image. Même si les algorithmes itératifs parviennent à compenser pour les espaces morts entre les détecteurs, ce type d'artefacts tend toutefois à faire surface après un certain nombre d'itérations, nombre souvent nécessaire à l'obtention d'une résolution raisonnable de l'image. Cet effet pourrait être grandement diminué par l'utilisation de détecteurs de moindres dimensions. Fort heureusement, c'est exactement ce que propose la prochaine itération du scanner LabPET™, soit le LabPET II.

La caractère novateur des travaux liés à ce mémoire provient principalement de la mise en application réussie d'une méthode permettant une reconstruction décente des images provenant d'un système d'imagerie à très faible résolution et à détecteurs non-continus. Les éléments originaux de cette méthodologie sont les suivants : (1) l'inclusion de la réponse spatiale mesurée des détecteurs lors de la création de la matrice système, et (2) l'utilisation d'une grille de reconstruction dont la définition n'est plus dictée par le nombre de détecteurs utilisés pendant l'acquisition (sans avoir recours à l'interpolation du vecteur de mesure).

Pour terminer, il est important de rappeler que l'approche en comptage de photons porte la promesse d'une diminution de dose pour une même qualité d'image [Giersch et al., 2004, Shikhaliev, 2005]. Ces prédictions sont cependant affirmées en ignorant l'interaction entre la nature polyénergétique du faisceau de rayons-X et la réponse spectrale des différents détecteurs. Ceux-ci ont souvent des polarisations et gains différents qui modulent leur réponse spectrale. Ceci cause des problèmes au niveau de la reconstruction puisque certaines paires de détecteurs échantillonnent la même région de l'espace lorsqu'ils sont équidistribués par rapport à l'axe du système (en considérant une rotation complète sur un système de 3<sup>ième</sup> génération). Il est donc possible que le gain apporté par le décompte des photons individuels et la mesure de leur énergie respective soit possible seulement par une pleine considération de la divergence de la réponse spectrale des différents éléments de détection d'un système réel et de son interdépendance avec les algorithmes de reconstruction. Tout ceci fera, bien sûr, l'objet d'investigations futures.



## ANNEXE 1

# COMPTE-RENDU DE CONFÉRENCE

*Iterative CT Reconstruction using LabPET™ Detector Modules*

Reconstruction itérative en tomodensitométrie utilisant les modules de détection LabPET™

Christian Thibaudeau, Philippe Bérard, Marc-André Tétrault, Jean-Daniel Leroux, Réjean Fontaine et Roger Lecomte

Présenté dans le cadre de la conférence *2008 Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and 16th Room Temperature Semiconductor Detector Workshop*, tenue à Dresden, Allemagne, 19–25 octobre 2008.

## Résumé :

Un simulateur TDM a été construit en utilisant les modules de détection et l'électronique frontale du scanner LabPET™. Des acquisitions comprenant des histogrammes d'énergie ont été effectuées en utilisant ce système de détection à faible résolution en mode de comptage de photons. Une librairie de reconstruction itérative a été développée et mise à l'épreuve dans le but d'obtenir les résultats les plus exacts possibles à partir des données acquises. La construction de la matrice système est réalisée à l'aide d'un scan préliminaire fournissant la réponse géométrique des détecteurs. Une description méticuleuse de la géométrie du système ainsi que des corrections de mauvais alignements sont nécessaires à l'obtention d'une image de bonne qualité. En utilisant la méthode proposée, le sinogramme ne nécessite aucune pré correction ou interpolation. Les projections mesurées servent ainsi directement d'entrées aux algorithmes de reconstruction itératifs. Les images TDM et TEP/TDM fusionnées qui ont été obtenues montrent clairement que les modules LabPET™ peuvent être utilisés avec succès comme détecteurs de rayons-X individuels à faible dose comme support anatomique à l'imagerie moléculaire TEP.

## Iterative CT Reconstruction using LabPET™ Detector Modules

C. Thibaudeau, P. Bérard, M.-A. Tétrault, J.-D. Leroux, *Student Members, IEEE*,  
R. Fontaine, and R. Lecomte, *Members, IEEE*

*Abstract—A computed tomography (CT) simulator has been built using the LabPET™ detectors and front-end electronics. Acquisitions of energy-binned data sets were made using this low spatial resolution CT system in photon counting mode. To retrieve maximum accuracy out of these acquisitions, an iterative reconstruction library was developed and tested. Construction of the system matrix is based on a preliminary raster scan from which the experimental detector response is obtained. A meticulous description of the system geometry and misalignment corrections is imperative and must be incorporated into the matrix definition to achieve good image quality. Using this method, no sinogram pre-correction or interpolation is necessary and measured projections can be used as raw input data for the iterative reconstruction algorithm. CT and fused PET/CT images show that LabPET™ detectors can be successfully used as individual X-ray photon counting devices for low-dose CT imaging of the anatomy in a molecular PET imaging context.*

### I. INTRODUCTION

The LabPET™ detectors and front-end electronics were designed to achieve near millimeter resolution in positron emission tomography (PET), but they can also be used for X-ray computed tomography (CT) in photon counting mode [1]. A higher gain can be applied to the charge sensitive pre-amplifier to allow individual X-ray photons to be counted and discriminated from electronic noise. If these devices appear as leading edge PET detectors, they occur as limited resolution CT detectors when compared to current dedicated small animal CT scanners [2]-[3]. However, they would be suitable for low-resolution imaging of

the anatomy at low-dose in the context of PET molecular imaging, enabling both PET and CT scans to be acquired using the same apparatus. Such hardware fusion of the two scanners would enable simultaneous dual-modality imaging of dynamic biological processes. To test the LabPET™ detectors in counting CT imaging, a test bench was assembled and transmission acquisitions were taken. Due to the particular geometry of the system (which is not equilinear nor equiangular and includes dead spaces), the filtered backprojection reconstruction techniques based on rebinning and interpolating of the output sinogram lead to degradation of the CT resolution and introduce image artefacts. To mitigate these limitations, a carefully designed system matrix derived from the experimental detector responses was used as part of the iterative reconstruction process described in the present paper. The ultimate goal of this project is to produce cheaper, more affordable truly dual-modality scanners delivering low dose to the animal (and eventually the patient) while achieving nearly diagnostic quality images.

## II. MATERIALS AND METHODS

### IIA Simulator Description

The test bench is made of two LabPET™ front-end analog boards juxtaposed side by side with associated digital processing electronics [4], providing 32 radial channels opposed to a microfocus X-ray source. Each analog board includes 16 LYSO crystals (2×4 mm) individually coupled to an avalanche photodiode and enclosed in groups of four detectors into LabPET-like modules [5]. A rotating stage lies in between, allowing different projections to be taken from a phantom object (Fig. 1). A typical scan is made of 360 projections over 360°, with an X-ray tube current of 30  $\mu$ A at 65 kV. A 1.2 mm Cu plate was inserted at the source exit to remove low energy photons from the flux. X-ray photons are individually counted by a hardware digital counter with a pulse-pileup recovery algorithm based on [6] and their energy stored in an 8-bit histogram. A projection hence consists of a 32×256 data block. The magnification of the system was set to 2.



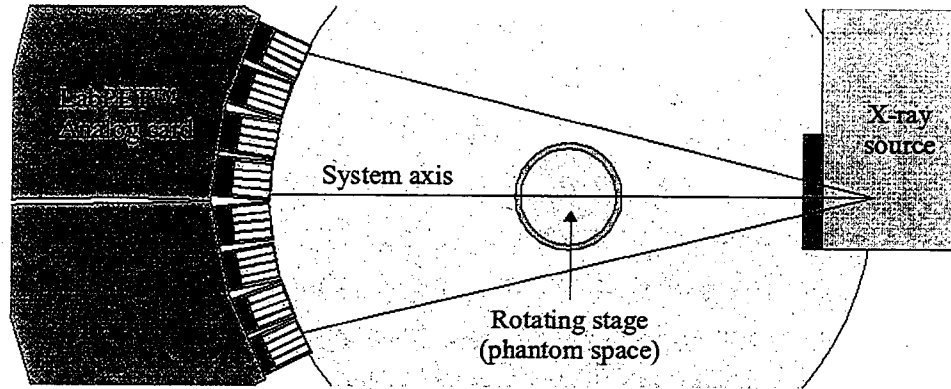


Fig. 1. Schematic of the CT test bench using LabPET™ detectors.

A 1 mm lead slit is inserted in front of the detector array to define the slice thickness. The source and detector are also mounted on vertical moving stages, allowing 3D planar acquisitions to be performed. The complete acquisition protocol was written in Python and basically interfaces the step motor drive along with the LabPET™ control panel. The digital counters were implemented directly into the FPGA of the electronic acquisition cards.

The kovar casing of the LabPET™ modules creates gaps between every group of four detectors (Fig. 2). According to [7], a special care must be exercised in distributing these holes (that might be considered as missing or dead detectors) asymmetrically from both side of the system axis. This is done by aligning a living detector with the system axis, instead of the central hole between the two electronic boards (Fig. 1).

These gaps account for a very large fraction of the detection surface and their deficient contribution to the field of view (FOV) must be properly dealt with. The source and detectors remain static as the object is rotating during a slice scan, so this setup mimics a 3<sup>rd</sup> generation acquisition system. This results in a very circular detectors contribution to the FOV (Fig. 2).

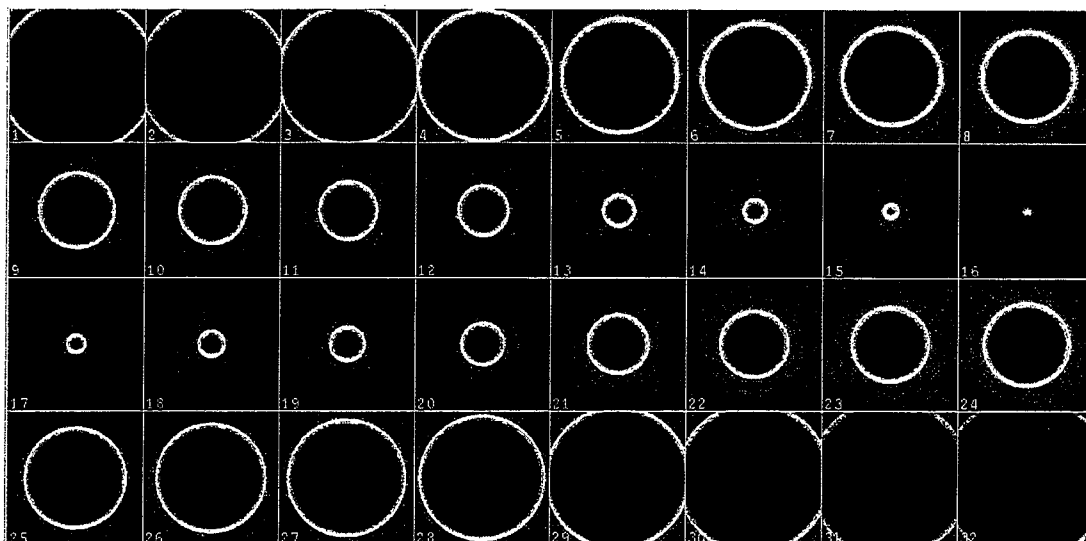


Fig. 2. Individual detectors contribution to the FOV for a complete 360° scan.

As we want to avoid interpolation, it becomes of uttermost importance to align the system axis on a living detector to ensure that the central image pixels are properly sampled (see the 16<sup>th</sup> channel response in Fig. 2).

The X-ray source is mounted on a separate rotating stage, providing the bench with the ability to perform a raster scan. This is done by inserting a narrow 100  $\mu\text{m}$  linear collimator at the photon flux exit and moving the source tangentially by small steps ( $0.046^\circ$ ). The actual experimental response of all detectors can thus be recorded. The relative detectors position and geometry is then known with great accuracy (Fig. 3).

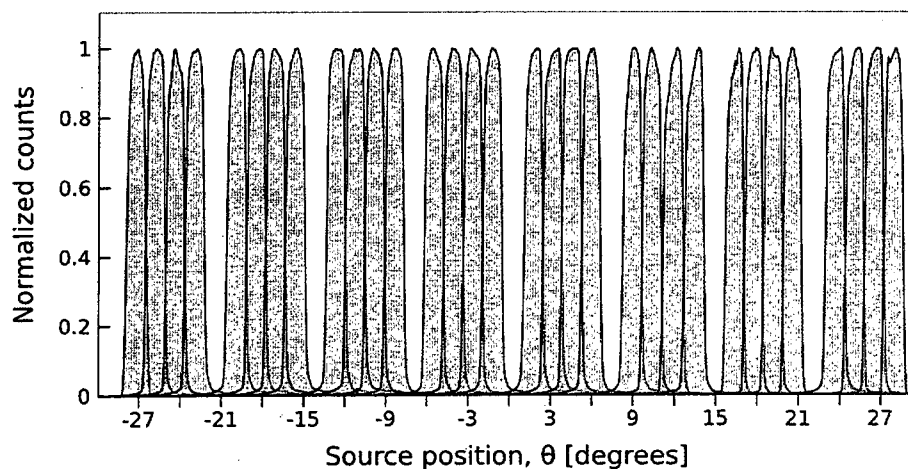


Fig. 3. Experimental detector responses obtained by a raster scan, the gaps are caused by the thickness of the kovar casings of modules.

Assuming shallow penetration before photon interaction within the crystal (which is true for low energy X-ray photons), one can determine the detector response as seen by a static source without a great approximation (conversion from  $\theta$  to  $\phi$ , in Fig. 4). This transformation is only possible if the source/object distance and the detector curvature radius are known.

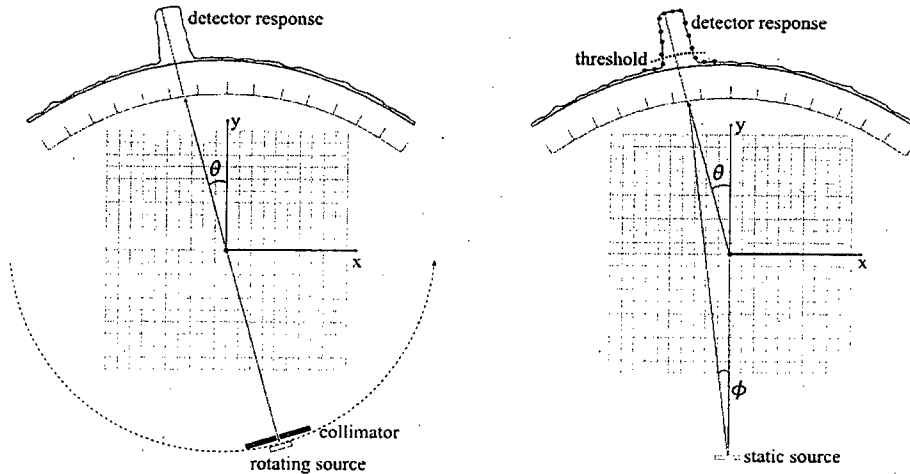


Fig. 4. The raster scan ray paths can be used to calculate the ballistic photons trajectory during a real scan, done by a  $\theta$  to  $\Phi$  conversion.

### IIB System Matrix Construction

A ray-driven CT system matrix consists of the intersection lengths between the source rays and the image pixels along their path to the detectors. Given the experimental raster scan data as input, an improved version of Siddon's ray-tracing algorithm [8]-[9] is used to generate our matrix. Several other parameters are included in the model definition, most of them being offsets to adjust the exact position of the source and detectors. Corrections for misalignment of the phantom stage rotation axis are included. A threshold is applied to the normalized raster counts while constructing the matrix, so when a value falls below that threshold, the corresponding detector is considered not responding (Fig. 2 and Fig. 3). This is done primarily to remove noise but also to acknowledge the non-negligible dimension of the collimated X-ray beam as seen by the detectors.

By summing the pixels contribution for a given projection angle, one can observe the distribution of the ray paths over the image (Figs. 5a and 5b). Summing for all projections

provides a tool to detect undersampled regions, where statistics might be very poor (Figs. 5c and 5d).

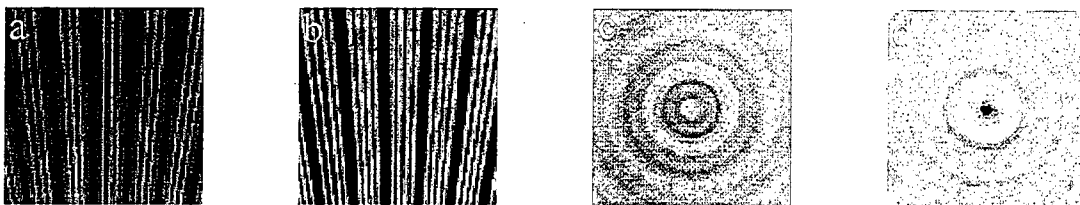


Fig. 5. Ray paths of the first projection with different thresholds applied on the normalized raster counts, a) threshold = 0.1, b) threshold = 0.9. Sum of every projection for c) a matrix with a system axis aligned on a living detector and d) an ill conditioned matrix aligned on a large gap.

The number of ray lines used to build the system matrix will greatly affect the quality of the associated reconstructed images but also the memory size of the matrix itself. In order to create a healthy matrix, several rays must be drawn to fill the section of the field of view seen by a given detector. This is especially true when the ratio of the number of detectors to the number of pixels is small. At a first glance it may appear obvious that the matrix size should grow linearly with the number of ray lines, and this will happen unless some sort of normalization is used. When using several ray lines per detector, a great deal of pixels will be common between adjacent rays. A possible way to reduce the matrix size is to sum up those common pixels and then normalize by the total number of rays. Doing so will ensure the physics validity of the reconstructed attenuation maps. After sorting the summed pixels by their distance from the source, the resulting virtual trajectory may appear conceptually as a serpentine ray (Fig. 6).

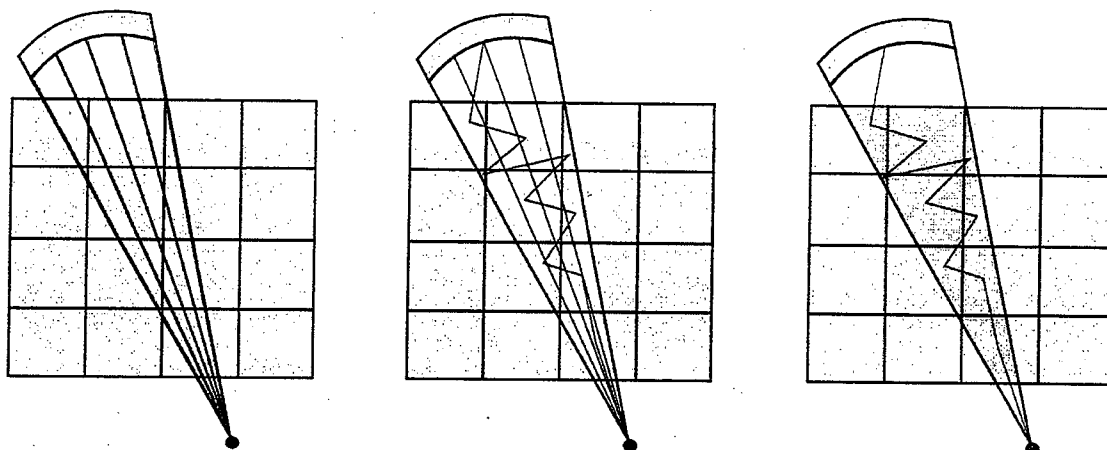


Fig. 6 (left) no normalization; every pixel from every ray is kept, (middle) serpentine summed rays; common pixels from every ray are summed, (right) serpentine area overlap; every pixel enclosed in a detector boundaries is kept.

To investigate the relation between the quality of the reconstructed image and the number of ray lines, the standard deviation from a uniform analytical phantom was evaluated. It was found that for a geometry similar to our experimental setup and a  $128 \times 128$  pixel matrix, using more than 30 ray lines per detector is unnecessary and only time consuming (Fig. 7).

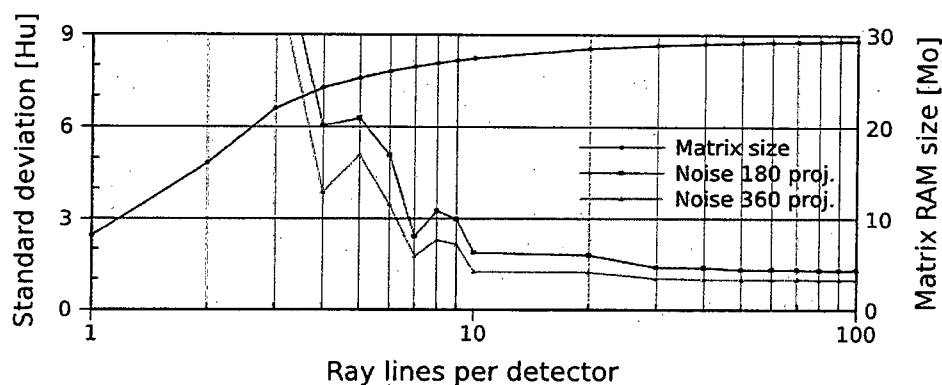


Fig. 7. Noise versus matrix size as a function of the number of ray lines used per detector. Serpentine summed rays normalization is used; when every pixel is intercepted adding more rays does not increase image quality. This happens when the matrix size stops growing.

### IIC Energy Rescaling

Individual channels are manually polarized in order to optimize the count rate and energy resolution of the system. This results in a scattering of the energy spectra relative to a common energy reference (Fig. 8). Histograms are processed to ensure that the bin-to-energy

conversion is uniform among the channels. It then becomes possible to select a common lower-threshold and sum up the valid counts to generate the sinograms. The spectral nature of the X-ray beam has not yet been integrated into the reconstruction mechanism and will be subject to further investigation.

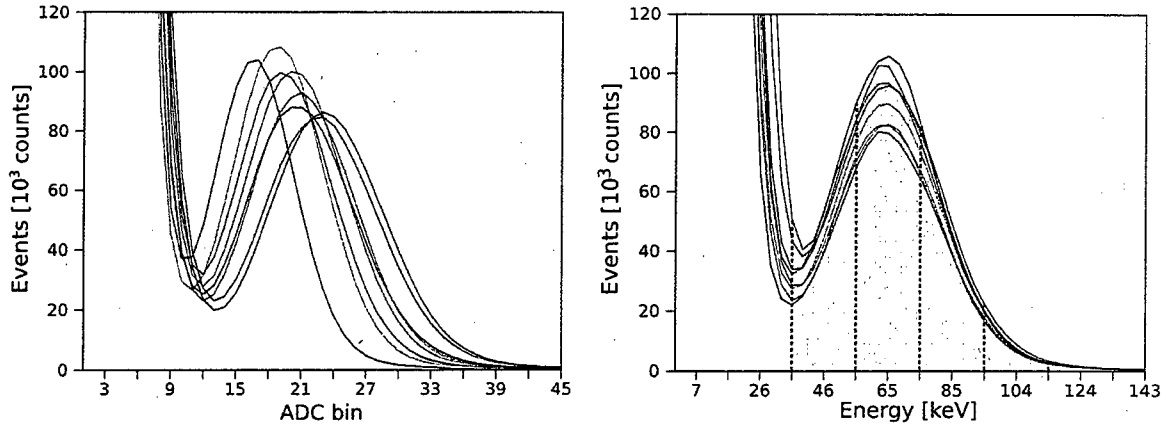


Fig 8. Energy spectra before (left) and after rescaling (right). Different channels have different gain and polarization, so histograms need to be rescaled in order to properly distribute the detected counts into the energy super bins.

### IID Image Reconstruction

The images were reconstructed using the Ordered Subsets Convex algorithm (OSC) [10]. The projections are divided in  $N_s$  subsets and the image estimate is updated after each subset is treated. So, one complete iteration of the OSC algorithm updates the image  $N_s$  times, providing a convergence speedup roughly approximated by  $N_s$ . The use of a pre-computed system matrix makes the reconstruction duration a matter of a very few seconds.

All images were reconstructed over a  $128 \times 128$  pixel grid. Our efforts to use finer grids followed by downscaling lead to no appreciable improvement in image quality. As a first attempt, the energy bins over a given threshold were summed to generate the input sinograms. We applied 10 iterations using 10 subsets of the OSC algorithm to all images, with a water-like initial uniform image estimate of  $0.2 \text{ cm}^{-1}$ .

To reduce the noise level, we investigated the effect of filtering during and after the reconstruction process. As shown in [11], the approach “over-iterate then filter” was kept, as the online filtering yields inferior results. A bilateral Gaussian  $3 \times 3$  moving window was

applied recursively to the final image estimate.

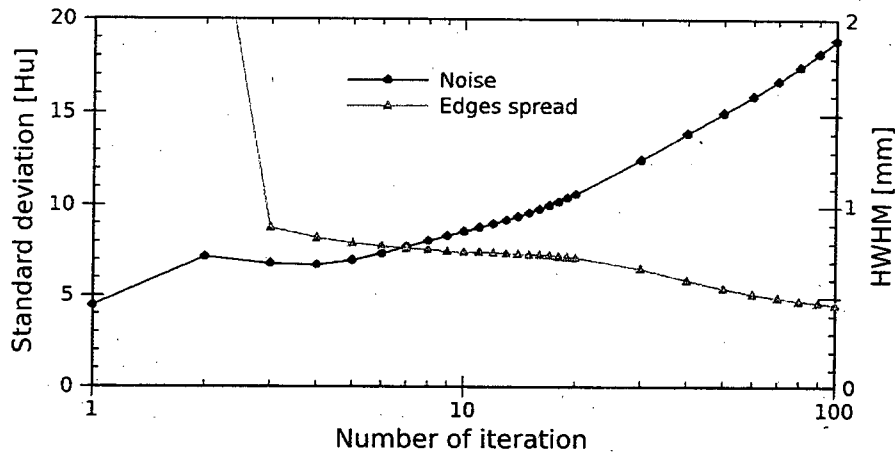


Fig. 9. Noise level versus image sharpness as a function of the number of iterations used with the OSC algorithm. Reconstruction of an experimental water phantom scan was used. Noise is evaluated from a circular region of interest (ROI) near the center of the phantom. Sharpness is evaluated from the distance needed for the edge of the phantom to loose half of its maximum amplitude.

### III RESULTS AND DISCUSSION

Images from different phantoms were reconstructed as shown in Fig. 10. Presence of circular artefacts is still noticeable but can be reduced by filtering, at the cost of slightly blurred edges. Details of 1 mm are distinguishable in both hot and cold spots phantoms. A complete mouse was also scanned and a decent 3D image was obtained (Fig. 11). Examining the individual slices shows that very useful anatomical markers are clearly visible (Fig. 12). Fused PET/CT images were also obtained with the help of an additional acquisition card in coincidence position (Fig. 13).

Better image results were obtained using a very low threshold (0.1) over the raster scan data. As seen in Fig. 5a-b, a lower threshold leaves a less sparse system matrix, which contributes to decrease the ring artefacts intensity. Our inability to increase the image quality using a finer pixel grid and downscaling might be due to the very limited number of independent inputs ( $32 \times 360 < 128^2$ ). Better results were nevertheless obtained in [12] using this method, but using a much more complete set of simulated data.

A meticulous description of the system geometry and misalignment corrections is

imperative and must be incorporated into the system matrix definition to achieve good image quality. This is especially true for low resolution and non-continuous detection system.

The quality of the CT reconstructions clearly shows that they will offer an adequate anatomic support for the PET images, as shown in Fig. 13, as well as a good estimate for attenuation correction.

#### IV CONCLUSION

X-ray CT imaging in photon counting mode based on PET detectors and parallel digital electronics has been demonstrated, using iterative reconstruction to retrieve maximum accuracy. The system matrix was constructed based on a raster scan from which the individual experimental detector response was obtained, and incorporated a meticulous description of the system geometry, including misalignment corrections. CT and, for the first time, fused PET/CT images of phantoms and mice were successfully obtained in photon counting mode, demonstrating the feasibility of low-dose CT imaging of the anatomy in a molecular PET imaging context.

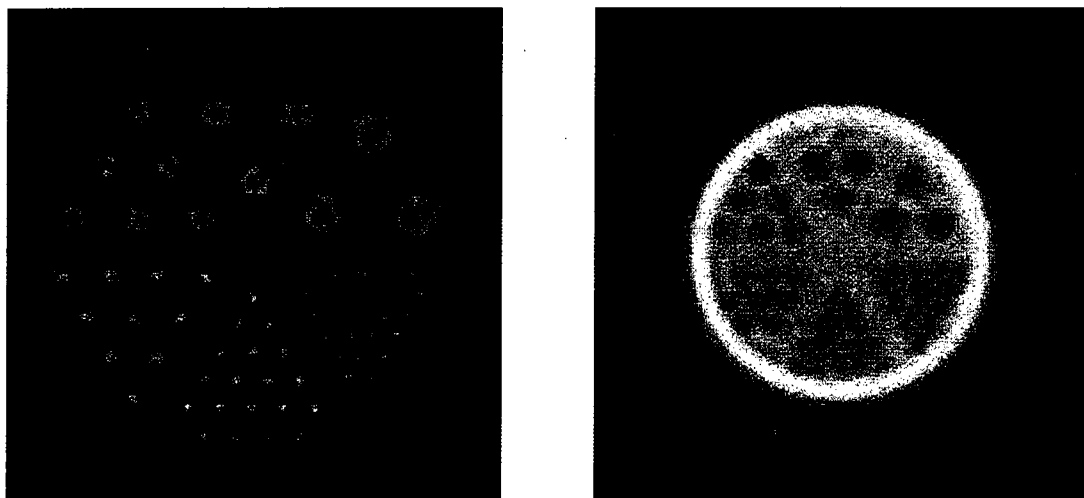


Fig. 10. (left) CT image of PET cold spot phantom (4.7, 3.9, 3.1, 2.3, 1.5, 1.1 mm rods; note hollow rods), (right) PET image of Ultra Micro hot spot phantom (2.4, 2.0, 1.7, 1.35, 1.0, 0.75 mm spots).



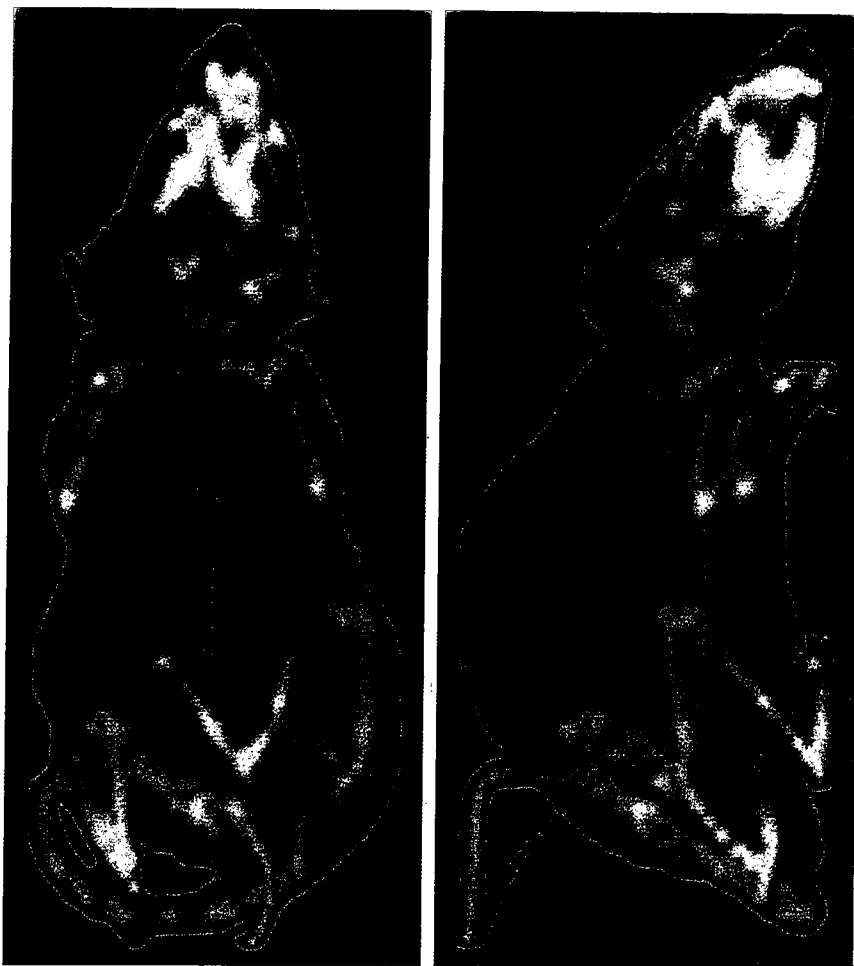


Fig. 11. CT whole body scan of a dead mouse, coronal (left) and sagittal (right) summed views. The mouse was scanned within a plexiglas tube which was later removed from image. Image is made of 75 slices separated by 1 mm, each slice consisting of 180 projections. Every projection was acquired during 500 ms.

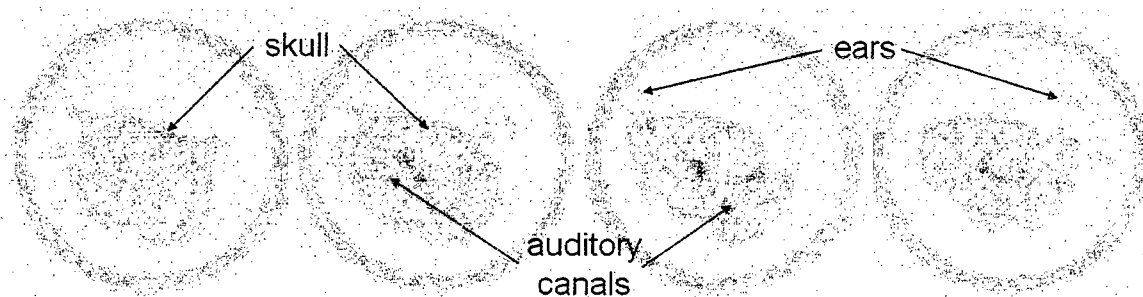


Fig. 12. CT transaxial images of a mouse head (extracted from the same scan as Fig. 11). Notice that the skull and the auditory canals are clearly visible. Ears are also distinguishable.

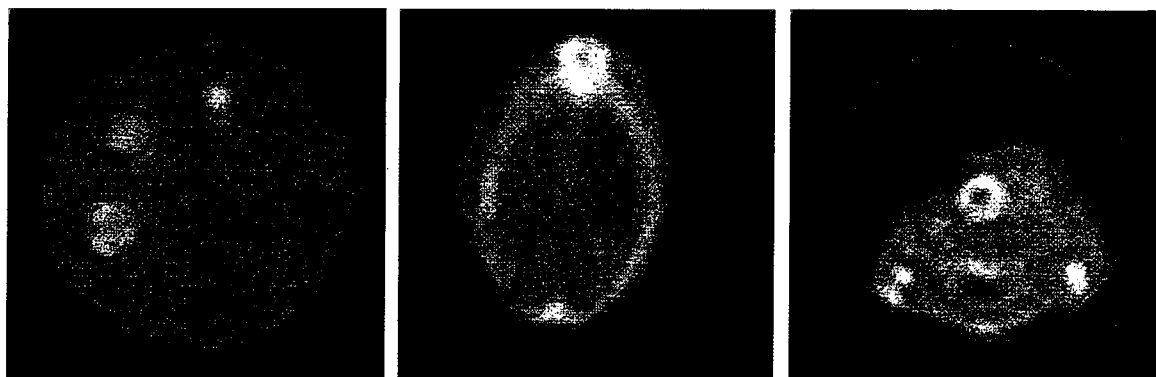


Fig. 13. Fused PET/CT images obtained with the experimental setup, (left) resolution phantom with holes ranging from 5, 4, 3, 2 and 1 mm, (middle) mouse injected with Na18F, lungs level, (right) mouse injected with 18FDG, heart level.

### ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank Mélanie Archambault and Kim Mongrain for their help with the animals preparation.

### REFERENCES

- [1] P. Bérard et al., "Investigation of the LabPET™ detector and electronics for photon counting CT imaging", Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A, vol. 571 no. 1-2, pp. 114-117, 2007.
- [2] P. Delpierre et al., "PIXSCAN: Pixel detector CT-scanner for small animal imaging", Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A, vol. 571, no. 1-2, pp. 425-428, 2007.
- [3] C. Badea, L.W. Hedlund, G.A. Johnson, "Micro-CT with respiratory and cardiac gating", Med. Phys., vol. 31, no. 12, pp. 3324-3329, 2004.
- [4] R. Fontaine, F. Bélanger, N. Viscogliosi, H. Semmaoui, M.-A. Tétrault, J.-B. Michaud, C. Pepin, J. Cadorette, R. Lecomte, "The hardware and signal processing architecture of LabPET™, a small animal APD-based digital PET scanner", IEEE Trans. Nucl. Sci., in press.
- [5] C. M. Pepin, P. Bérard, J. Cadorette, M.-A. Tétrault, J.-D. Leroux, J.-B. Michaud, S. Robert, H. Dautet, M. Davies, R. Fontaine, R. Lecomte, "Performance evaluation of a dual-crystal APD-based detector module for positron emission tomography", Proc. 2006 SPIE Medical Imaging Conference, vol. 6142, pp. 61420R1-11, 2006.
- [6] J. Riendeau, P. Bérard, N. Viscogliosi, M.-A. Tétrault, F. Lemieux, R. Lecomte, R. Fontaine, "High rate photon counting CT using parallel digital PET electronics", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 55, no. 1, pp. 40-47, 2008.
- [7] W. Zbijewski et al., "Statistical reconstruction for X-ray CT systems with non-continuous detectors", Phys. Med. Biol., vol. 52, pp. 403-418, 2007.
- [8] R. L. Siddon, "Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array", Med. Phys., vol. 12, pp. 252-255, 1985.
- [9] F. Jacobs, E. Sundermann, B. De Sutter, M. Christiaens, I. Lemahieu, "A fast algorithm to calculate the exact radiological path through a pixel or voxel space", J. Comput. Inform. Technol., vol. 6, no. 1, pp. 89-94, 1998.
- [10] C. Kamphuis, F.J. Beekman, "Accelerated iterative transmission CT reconstruction using an ordered subsets convex algorithm", IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 17, pp. 1101-1105, 1998.
- [11] F.J. Beekman, E.T.P. Slijpen, W.J. Niessen, "Selection of task-dependent diffusion filters for the post-processing of SPECT images", Phys. Med. Biol., vol. 43, pp. 1713-1730, 1998.
- [12] W. Zbijewski, F.J. Beekman, "Characterization and suppression of edge and aliasing artefacts in iterative x-ray CT reconstruction", Phys. Med. Biol., no. 49, pp. 145-157, 2004.



## ANNEXE 2

## EXEMPLE DE RECONSTRUCTION AVEC DONNÉES ANALYTIQUES

La présente annexe propose un exemple complet de reconstruction statistique utilisant un sinogramme analytique généré à l'aide du logiciel CTSim [ROSENBERG, 2002]. Ce sinogramme est libre de bruit et représente un ensemble de projections tirées de la célèbre mire de Shepp et Logan [Shepp et al., 1974]. Les projections contiendront le résultat des différentes intégrales de ligne à travers l'objet. Il est évident que tout autre programme pouvant générer ce type de données peut être ici utilisé. Un nombre très réduit de détecteurs est utilisé pour simplifier la démonstration, des exemples de meilleure résolution sont présentés au chapitre 6.

La première étape consiste donc à se procurer un sinogramme. CTSim est utilisé pour simuler 180 projections utilisant 32 détecteurs disposés équiangulairement. Ce programme permet d'exporter aisément le sinogramme en format texte pour une utilisation ultérieure. La figure A2.1 montre une capture d'écran pendant une utilisation du logiciel.

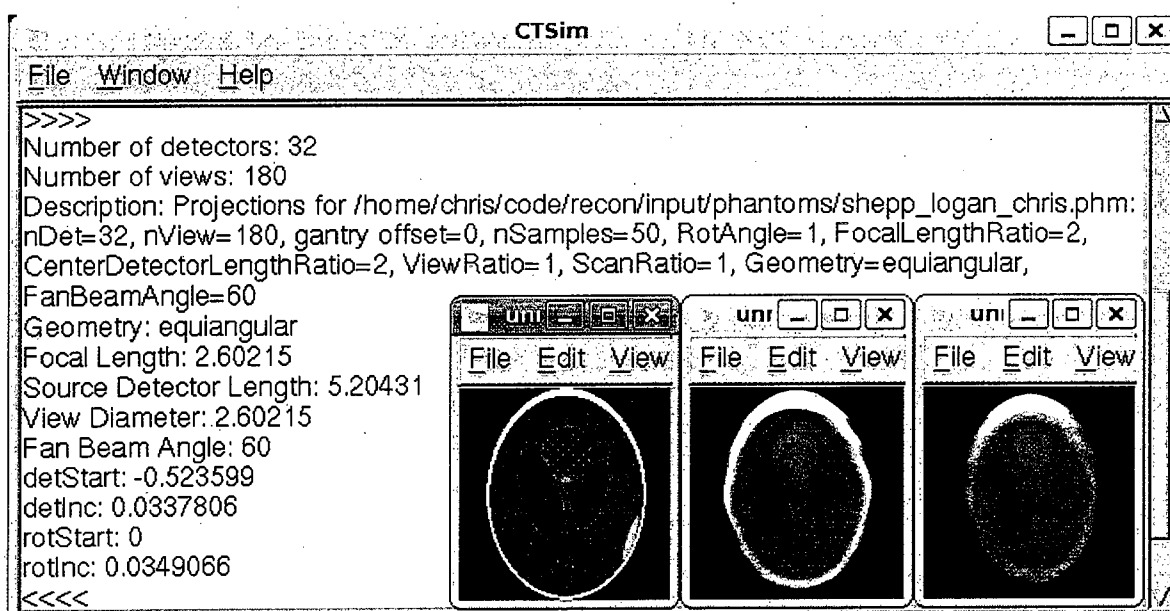


Figure A2.1 Capture d'écran provenant d'une utilisation du logiciel CTSim

En utilisant les paramètres fournis par CTSim, il est maintenant possible de générer un fichier de configuration contenant les différents paramètres définissant la matrice système nécessaire à la reconstruction statistique. Ce fichier porte le nom de *custom.def* et contient les données suivantes :

```
// définition de la matrice système //
-N 128 // image 128x128
-NDETECT 32 // 32 détecteurs
-RAY_MODE 4 // CT_EQUIANGULAR
-RAY_FORMAT 1 // plusieurs rayons normalisés
-ROTATION_DIR 0 // rotation horaire
-THETAMAX 360.0 // tour complet [degré]
-THETAINC 2.0 // 180 projections (360.0/180) [degré]
-MUINIT 0.012 // valeur de l'estimé initial de l'image
-RASTERMIN -30.0 // 60.0 / 2 [degré]
-RASTERINC 1.93548 // 60.0 / (32 - 1) [degré]
-RASTERINCP 50 // 50 rayons par détecteur
-NDIM 2.0 // dimension physique de l'image [mm]
-RS 2.60215 // distance source/centre de l'image
-RD 5.20431 // rayon de courbure des détecteurs
-PATH_OUT_RAW ../matrix/custom/ // répertoire de sauvegarde

// paramètres inutiles avec sinogramme analytique //
-RASTER_THRESHOLD 0.0
-RASTER_SIZE 1
-PATH_RASTER ../input/none
-SOURCE_X0 0.0 -SOURCE_Y0 0.0 -SOURCE_Z0 0.0
-PLANE_PSI_Z 0.0 -PLANE_PSI_Y 0.0 -PLANE_OFF_Z 0.0
-DET_X0 0.0 -DET_Y0 0.0 -SOURCE_PHI0 0.0
```

Ce fichier sert à présent d'entrée au programme responsable de générer la matrice système. Le programme *genprob* se charge de cette tâche avec la commande suivante :

```
./genprob -l -v `cat ../input/custom.def`
```

dont la sortie écran ressemble à :

```
./genprob -v -l `cat ../input/custom.def`
Emptying directory : ../matrix/custom/ ...
Leaving initialize [dmin = 0, dmax = 31]
  d :   0   1   2   3   4   5   6   7   8   9  10
      11  12  13  14  15  16  17  18  19  20  21
      22  23  24  25  26  27  28  29  30  31
Nombre total de rayons      : 5760
Nombre total de pixels      : 3575001
Taille ROM de la matrice    : 40.91 [Mo]
Duree du calcul             : 2.98 [s]
```

On peut y voir que les 32 détecteurs furent traités, que plus de 3.5 millions de pixels distribués sur 5760 rayons (32×180) constituent la matrice. La taille ROM du fichier est de 41 Mo mais il sera montré ultérieurement que sa taille réelle en mémoire vive est inférieure d'un facteur  $\frac{2}{3}$ .

Il est à présent possible de visualiser cette matrice en utilisant le programme *projection*. Pour débiter, une observation des réponses individuelles des détecteurs est possible par une simple rétroprojection des pixels correspondants :

```
./projection 3 ../tmp/all_det_32x128x128.raw `cat ../input/custom.def`
```

Le fichier généré contient 32 images et peut facilement être visualisé par tout bon logiciel supportant le binaire (ici XMedCon). La figure A2.2 en montre un exemple, une parfaite symétrie entre les 16 premiers et 16 derniers détecteurs est observable. Il est aussi possible de voir que plusieurs détecteurs en début/fin ne contribuent pas au champ de vue utile.

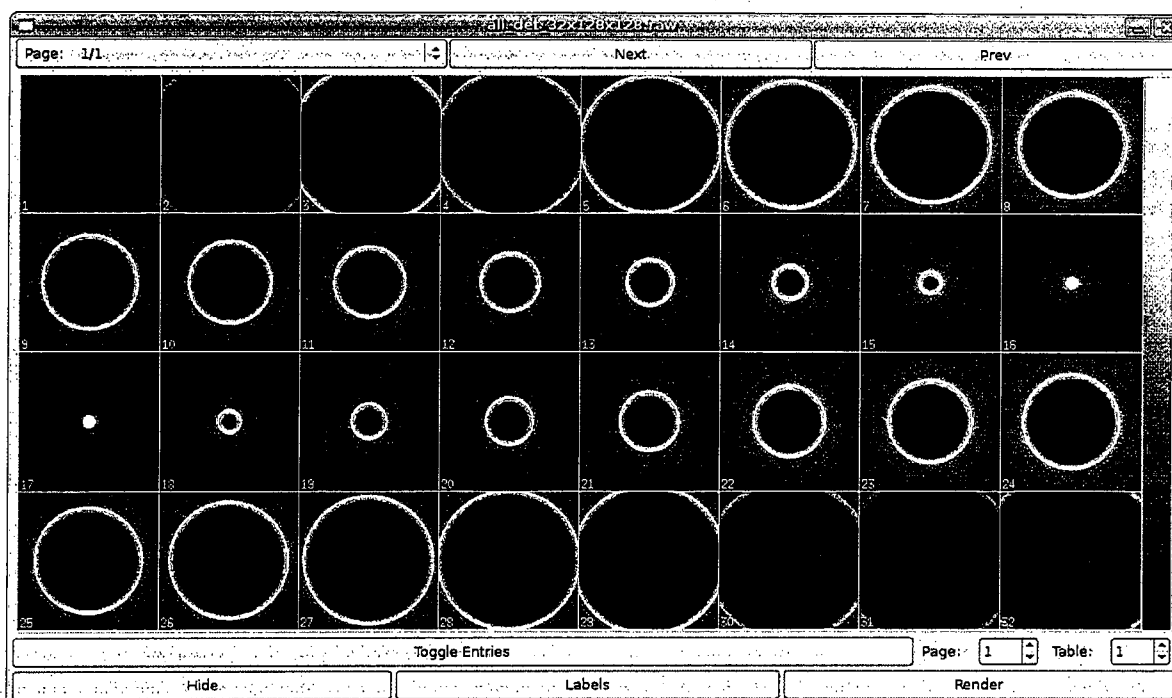


Figure A2.2 Réponses individuelles des détecteurs par rétroprojection utilisant le programme *projection*. Il est possible de voir qu'en choisissant une dimension de 2.0 mm pour les côtés de la matrice, plusieurs détecteurs ne contribuent pas efficacement au champ de vue utile

Il est aussi possible de visualiser la matrice par projection, c'est à dire en rétroprojetant tous les pixels correspondant à un angle donné. La figure A2.3 montre uniquement les projections espacées de 45°.

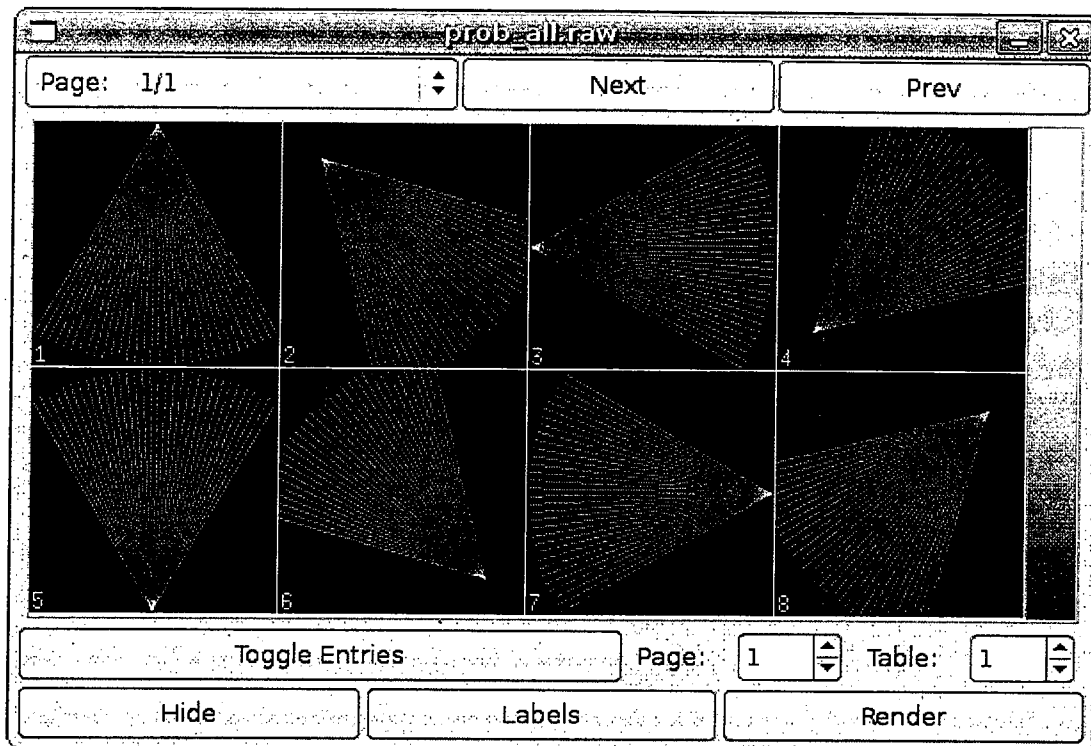


Figure A2.3 Rétroprojection de différentes projections espacées de  $45^\circ$ , pour améliorer la visualisation seulement 1 rayon par détecteur est utilisé (uniquement pour cette image)

Avant de reconstruire l'image, il est nécessaire de transformer le sinogramme généré par CTSim en version statistique. Pour ce faire, il suffit de transformer les intégrales de lignes en version statistique. Le programme *txt2sino* est conçu pour cette utilisation. La commande suivante réalise l'opération désirée :

```
./txt2sino 32 180 ../tmp/sino_32x180.txt ../tmp/sino_32x180.stat
```

Ceci permet donc d'obtenir un sinogramme en nombre de compte, c'est-à-dire, contenant en première ligne le nombre de comptes du scan d'uniformité (sans objet) et ensuite les comptes trivialement déduits des intégrales de ligne (figure A2.4). Ce format est essentiel pour respecter la syntaxe des différents algorithmes de reconstruction présentés en section 4.4.

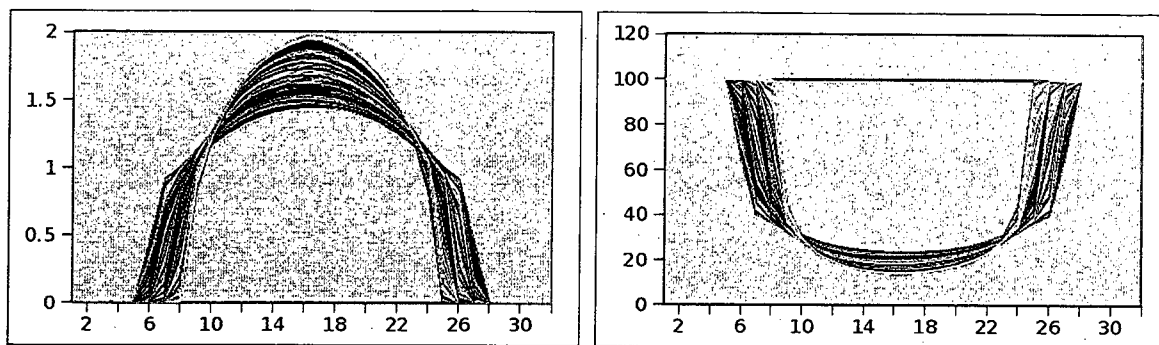


Figure A2.4 Le programme *txt2sino* converti un sinogramme contenant des intégrales de ligne (gauche) vers une version statistique (droite), cette dernière contient en première ligne le nombre de comptes sans objet et, par la suite, les comptes restant après atténuation dans l'objet

L'étape suivante représente l'aboutissement ultime du processus de création d'image, soit la reconstruction elle-même. En employant une matrice système pré-calculée, toute la complexité due à la géométrie du système (réponse des détecteurs, système 2D ou 3D, trajectoires exotiques de la source et/ou des détecteurs, etc...) est masquée. En utilisant un indice unique, combinant les axes x-y-z de l'espace, l'algorithme de reconstruction reste indépendant du nombre de dimensions utilisées. Le programme *osem* implémente les différents algorithmes de reconstruction décrits en section 4.4 ainsi que la méthode d'accélération OS vue en 4.5.1. La commande suivante, utilisant en entrée la matrice système ainsi que le sinogramme nouvellement formé, réalise la reconstruction :

```
./osem 10 10 ../tmp/sino_32x180.stat ../tmp/recon_32x180.raw `cat
../input/custom.def` -v
```

Sa sortie écran est la suivante:

```
./osem 10 10 ../tmp/sino_ctsim_32x180.stat ../tmp/recon_itel0-10_32x180.raw
`cat ../input/custom` -v
Mise en memoire du sinogramme... OK
Mise en memoire de la matrice systeme [../matrix/custom/]... (taille RAM :
27.36 Mo) OK
Nombre de rayons = 5760 (par detecteur : 1.00)
Calcul des ordered subsets... [10x18] OK
Calcul iteratif en cours... (ite : 10, algo_type : 0)
ite :   1   2   3   4   5   6   7   8   9  10
Calcul termine
Duree totale   : 1.83 [s]
    init       : 0.30 [s] (16.4 %)
    reconst    : 1.53 [s] (83.6 %)
Nettoyage... OK
```

En observant cette sortie, il est possible de constater que 10 itérations utilisant 10 sous-



ensembles OS ont été utilisées, que la taille en mémoire vive de la matrice est effectivement inférieure d'un facteur  $\frac{2}{3}$  à la taille ROM et que la durée de reconstruction est réellement très courte. Cette courte durée s'explique, en partie, par les performances du C++, par le fait que les différents pixels d'un rayon sont alignés en mémoire, mais aussi, par la matrice système qui est uniquement bidimensionnelle et ne compte que très peu de détecteurs.

Pour obtenir une qualité d'image comparable à celle obtenue utilisant FBP, il est finalement nécessaire de filtrer substantiellement l'image de sortie. Le programme *image* applique à 10 répétitions une fenêtre mobile gaussienne  $5 \times 5$  à l'image binaire générée précédemment et crée une image finale de format *png* pour observation immédiate. Afin de pouvoir examiner cette image selon la même fenêtre d'intensité que la version FBP, une étape de seuillage est aussi appliquée. La commande nécessaire est la suivante :

```
./image -filter 2 0 10 -1 -threshold 0.99 1.06 -v 128 128
../tmp/recon_itel10-10_32x180.raw ../tmp/recon_itel10-10_32x180f.png
```

Il est à noter que les deux dernières étapes peuvent être combinées dans une seule commande à l'aide du script *osemf* (osem + filtre). La commande effectuant le tout serait :

```
./osemf 10 10 ../tmp/sino_32x180.stat ../tmp/recon_32x180f.png `cat
../input/custom.def` -v -threshold 0.99 1.06 -filter 2 0 10 -1
```

L'image finale par reconstruction statistique est maintenant obtenue. La figure A2.5 montre que plusieurs applications de filtrage sont nécessaires pour obtenir un adoucissement (*smoothing*) comparable à la fenêtre d'apodisation FBP-Hann. L'image statistique semble toutefois de meilleure qualité que son homologue FBP, et ce, même si aucun bruit n'est ajouté aux données. Ceci est dû au fait que les algorithmes itératifs gèrent mieux les données manquantes (ou restreintes) et que cet exemple utilise un nombre très réduit de détecteurs. Le Tableau A2.1 contient pour sa part une description des principaux programmes développés durant les travaux relatifs au présent mémoire.

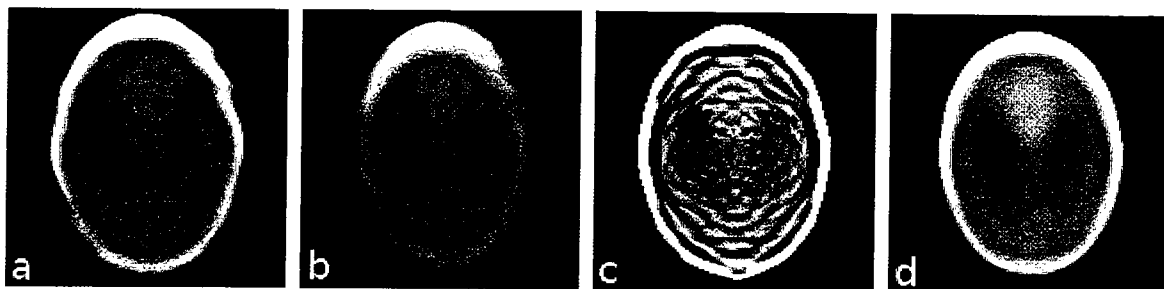


Figure A2.5 Mire de Shepp-Logan (fenêtre 0.99-1.06) reconstruite par; (a) FBP sans fenêtre d'apodisation, (b) FBP avec filtre Hann, (c) 10 itérations de l'algorithme itératif convexe utilisant 10 sous-ensembles OS et (d) image c) après application d'un filtrage par fenêtre mobile gaussienne (10 applications d'un noyau 5×5)

Tableau A2.1 Principaux programmes et scripts développés durant les travaux adjacents à ce mémoire

Programme	Langage (mots/lignes)	Fonction
<i>genprob</i>	C/C++ (7780 / 1525)	Générer les matrices système et les sauvegarder
<i>osem</i>	C/C++ (6708 / 1245)	Reconstruire les images avec différents algorithmes (convexe, gradient et TRML)
<i>image</i>	C/C++ (3195 / 622)	Effectuer différentes opérations sur les images de sortie
<i>projection</i>	C/C++ (1384 / 370)	Visualiser les matrices système
<i>txt2sino</i>	C/C++ (1041 / 271)	Convertir les sinogrammes analytiques (produits par exemple à l'aide de CTSim) en versions statistiques
<i>common</i>	C/C++ (15827 / 3559)	Librairie commune à tous les programmes C/C++
<i>genesin</i>	Python (5656 / 1113)	Convertir les histogrammes en sinogrammes
<i>ctacq</i>	Python (3363 / 686)	Effectuer un scan TDM 3D complet via le <i>LabPET Control Panel</i>
<i>osemf</i>	Bash (504 / 120)	Combiner les programmes <i>osem</i> et <i>image</i>
<i>osems</i>	Bash (367 / 88)	Reconstruire en utilisant <i>osem</i> sur plusieurs fichiers



## BIBLIOGRAPHIE

- AHN, S., FESSLER, J.A., BLATT, D., HERO, A.O. (2006) *Convergent incremental optimization transfer algorithms: application to tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 25, n° 3, p. 283–96.
- ANDERSEN, A., KAK, A. (1984) *Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) : a superior implementation of the ART algorithm*, Ultrason Imaging, vol. 6, n° 1, p. 81–94.
- AVERBUCH, A., COIFMAN, R.R., DONOHO, D.L., ISRAELI, M., WALDÉN, J. (2001) *Fast Slant Stack: A notion of Radon transform for data in a Cartesian grid, which is rapidly computable, algebraically exact, geometrically faithful and invertible*, [En ligne]. [www-stat.stanford.edu/~donoho/Reports/2001/FastSlantStack.pdf](http://www-stat.stanford.edu/~donoho/Reports/2001/FastSlantStack.pdf) (Page consultée le 1<sup>er</sup> avril 2009).
- BADEA, C., HEDLUND, L.W., JOHNSON, G.A. (2004) *Micro-CT with respiratory and cardiac gating*, Med. Phys., vol. 31, n° 12, p. 3324–3329.
- BATCHELAR, D.L., DABROWSKI, W., CUNNINGHAM, I.A. (2000) *Tomographic imaging of bone composition using coherently scattered x rays*, Proc. SPIE Medical Imaging, vol. 3977, p. 353–361.
- BEEKMAN, F.J., KAMPHUIS, C., FREY, E.C. (1997) *Scatter correction methods in 3D iterative SPECT reconstruction: A simulation study*, Phys. Med. Biol., vol. 42, p. 1619–1631.
- BEEKMAN, F.J., KAMPHUIS, C. (1998) *Effects of truncation of transmission projections on cardiac SPECT images acquired by a right-angle dual-camera with half-fan-beam collimators*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 45, p. 1174–1178.
- BEEKMAN, F.J., KAMPHUIS, C. (2001) *Ordered subset reconstruction for X-ray CT*, Phys. Med. Biol., vol. 46, p. 1835–1844.
- BÉRARD, P., RIENDEAU, J., PEPIN, C.M., ROULEAU, D., CADORETTE, J., FONTAINE, R., LECOMTE, R. (2007) *Investigation of the LabPET™ detector and electronics for photon-counting CT imaging*, Nuclear instruments & methods in physics research, Section A, vol. 571, n° 1–2, p. 114–117.
- BÉRARD, P. (2007) *Conception et réalisation d'un simulateur tomographique TEP/TDM à base d'un détecteur unique*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, 112 p.

- BLODGETT, T.M., MELTZER, C.C., TOWNSEND, D.W. (2007) *PET/CT: form and function*, Radiology, vol. 242, n° 2, p. 360–385.
- BOUMAN, C.A., SAUER, K. (1996) *A Unified Approach to Statistical Tomography Using Coordinate Descent Optimization*, IEEE Transactions on Image Processing, vol. 5, n° 3, p. 480–492.
- BOWSHER, J.E., TORNAI, M.P., PETER, J., GONZALES-TROTTER, D.E., KROL, A., GILLAND, D.R., JASZCZAK, R.J. (2002) *Multiple transmission sources and modelling the axial resolution of a line source*, IEEE Trans. Med. Im., vol. 21, n° 3, p. 200–215.
- BRASSE, D., HUMBERT, B., MATHELIN, C., RIO, M., GUYONNET, J. (2005) *Towards an inline reconstruction architecture for micro-CT systems*, Phys. Med. Biol., vol. 50, p. 5799–811.
- BROOKS, R.A., DICHIRO, G. (1976) *Beam hardening in x-ray reconstructive tomography*, Phys. Med. Biol., p. 390–398.
- BROWNE, J.A., HOLMES, T.J. (1992a) *Developments with maximum likelihood X-ray computed tomography*, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 11, p. 40–52.
- BROWNE, J.A., HOLMES, T.J. (1992b) *Maximum likelihood X-ray computed tomography with real data*, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, vol. 14, p. 1776–1777.
- BUVAT, I., LAZARO D. (2006) *Monte Carlo simulations in emission tomography and GATE: an overview*. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res, vol. 569, p. 323–329.
- CABRAL, B., CAM, N., FORAN, J. (1994) *Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware*, 1994 Proc. Symp. on Volume Visualization, Tysons Corner, VA, p. 91–98.
- CHEN, C.T., METZ, C.E., HU, X. (1988) *Maximum likelihood reconstruction in PET and TOFPET*, in *Mathematics and Computer Science in Medical Imaging*, M. A. Viergever and A. E. Todd-Pokropek, Eds., New York : Springer-Verlag, NATO ASI Series, vol. F39, Berlin, Heidelberg, p. 319–329.
- CHEN C.M., LEE, S.-Y., CHO, Z.H. (1990) *A parallel implementation of 3-D CT image reconstruction on hypercube multiprocessor*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 37, n° 3, p. 1333–1346.
- CHIDLOW, K., MUELLER, T. (2003) *Rapid emission tomography reconstruction*, Proceedings of the 2003 Eurographics/IEEE TVCG Workshop on Volume graphics, p. 15–26.

- CHORNOBOY, E.S., CHEN, C.J., MILLER, M.I., SNYDER, D.L. (1990) *An evaluation of maximum likelihood reconstruction for SPECT*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 9, p. 99–110.
- CHRISTIAENS, M., DE SUTTER, B., DE BOSSCHERE, K. VAN CAMPENHOUT, J., LEMAHIEU, I. (1999) *A fast, cache-aware algorithm for the calculation of radiological paths exploiting subword parallelism*, Journal of Systems Architecture, vol. 45, p. 781–790.
- COMPTON, A.H (1923) *A quantum theory of the scattering of X-rays by light elements*, Physical Review, vol. 21, n° 5, p. 483–502.
- DEANS, S.R. (1983) *The Radon transform and some of its applications*, New York: John Wiley & Sons, 304 p.
- DEFRISE, M., NOO, F., CLACKDOYLE, R., KUDO, H. (2006) *Truncated Hilbert transform and image reconstruction from limited tomographic data*, Inverse Problems, vol. 22, p. 1037–1053.
- DELPPIERRE, P., BASOLO, S., BERARD, J.-F., BONISSENT, A. (2005) *PIXSCAN: Pixel detector CT-scanner for small animal imaging*, 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 4, p. 2381–2385.
- DE MAN, B., BASU, S. (2004) *Distance-driven projection and backprojection in three dimensions*, Phys. Med. Biol., vol. 49, n° 11, p. 2463–2475.
- DE MAN, B., BASU, S., THIBAUT, J.-B., HSIEH, J., FESSLER, J.A., BOUMAN, C., SAUER, K. (2005) *A study of four minimization approaches for iterative reconstruction in X-ray CT*, 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 5, p. 2708–2710.
- DEMPSTER, A.P., LAIRD, N.M., RUBIN, D.B. (1977) *Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm*, Jour. Stat. Soc., vol. B39, p. 1–38.
- DENG, J., YU, H., NI, J., HE, T., ZHAO, S., WANG, L., WANG, G. (2006) *Parallel implementation of the Katsevich algorithm for 3D CT image reconstruction*, The Journal of Supercomputing, vol. 38, n° 1, p. 35–47.
- DE PIERRO, A.R. (1993) *On the relation between the ISRA and the EM algorithm for positron emission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 12, n° 2, p. 328–333.

- DE PIERRO, A.R. (1995) *A modified expectation maximization algorithm for penalized likelihood estimation in emission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 14, n° 2, p. 132–137.
- EINSTEIN, A., (1905) *On a heuristic viewpoint concerning the production and transformation of light*, Annalen der Physik, vol. 17, p. 132–148.
- EISBERG, R., RESNICK, R. (1985) *Quantum Physics of Atoms, Molecules, Solids, Nuclei, and Particles*, Wiley, 2<sup>e</sup> édition, 864 p.
- ELBAKRI, I.A., FESSLER, J.A. (2001) *Statistical X-ray-computed tomography image reconstruction with beam-hardening correction*, SPIE Medical Imaging 2001: Image Processing, Milan Sonka, Kenneth M. Hanson, Editors, vol. 4322, p. 1–12.
- ELBAKRI, I.A., FESSLER, J.A. (2002) *Statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 21, n° 2, p. 89–99.
- ELBAKRI, I.A. (2003a) *Statistical reconstruction algorithms for polyenergetic X-ray computed tomography*, Ph.D Thesis, University of Michigan, 175 p.
- ELBAKRI, I.A., FESSLER, J.A. (2003b) *Segmentation-free statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography with experimental validation*, Phys. Med. Biol., vol. 48, p. 2453–2477.
- ERDOĞAN, H., FESSLER, J.A. (1999a) *Monotonic algorithms for transmission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 18, p. 801–814.
- ERDOĞAN, H., FESSLER, J.A. (1999b) *Ordered subsets algorithms for transmission tomography*, Phys. Med. Biol., vol. 44, p. 2835–2851.
- FESSLER, J.A. (1995) *Hybrid Poisson/polynomial objective functions for tomographic image reconstruction from transmission scans*, IEEE Trans. Im. Proc., vol. 4, n° 10, p. 1439–1450.
- FESSLER, J.A. (1997a) *Grouped coordinate descent algorithms for robust edge-preserving image restoration*, Proc. SPIE Im. Recon. and Restor. II, p. 184–194.
- FESSLER, J.A., FICARO, E.P., CLINTHORNE, N.H., LANGE, K. (1997b) *Grouped-coordinate ascent algorithms for penalized-likelihood transmission image reconstruction*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 16, n° 2, p. 166–175.
- FESSLER, J.A., BOOTH, S.D. (1999) *Conjugate-gradient preconditioning methods for shift-variant PET image reconstruction*, IEEE Trans. Im. Proc., vol. 8, n° 5, p. 688–699.

- FICARO, E.P., FESSLER, J.A., SHREVE, P.D., KRITZMAN, J.N., ROSE, P.A., CORBETT, J.R. (1996) *Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography*, Circulation, vol. 93, p. 462–473.
- FLOYD, C.E., JASRCZAK, R.J., GREER, K.L., COLEMAN, R.E. (1986) *Inverse Monte Carlo as a unified reconstruction algorithm for BCT*, Jour. Nucl. Med., vol. 27, p. 1577–1585.
- FONTAINE, R., BÉLANGER, F., CADORETTE, J., LEROUX, J.-D., MARTIN, J.-P., MICHAUD, J.-B., PRATTE, J.-F., ROBERT, S., LECOMTE, R. (2005) *Architecture of a dual-modality, high-resolution, fully digital positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) scanner for small animal imaging*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 52, n° 3, p. 691–696.
- FORMICONI, A.R., PUPI, A., PASSERI, A. (1989) *Compensation of spatial resolution in SPECT with conjugate gradient reconstruction technique*, Phys. Med. Biol., vol. 34, p. 68–84.
- FREY, E.C., TSUI, B.M.W. (1993) *A practical method for incorporating scatter in a projector-backprojector for accurate scatter compensation in SPECT*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 40, p. 1107–1116.
- FREY, E.C., GILLAND, K.L., TSUI, B.M.W. (2002) *Application of task-based measures of image quality to optimization and evaluation of three-dimensional reconstruction-based scatter compensation in myocardial perfusion SPECT*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 21, n° 9, p. 1040–1050.
- GIERSCH, J., NIEDERLOHNER, D., Anton, G. (2004) *The influence of energy weighting on X-ray imaging quality*, Nucl. Instrum. Methods A, vol. 531, p. 68–74.
- GIFFORD, H.C., KING, M.A., WELLS, R.G., HAWKINS, W.G., NARAYANAN, M.V., PRETORIUS, P.H. (2000) *Lroc analysis of detector-response compensation in SPECT*, IEEE Trans. Med. Im., vol. 19, n° 5, p. 463–473.
- GOERTZEN, A.L., NAGARKAR, V., STREET, R.A., PAULUS, M.J., BOONE, J.M., CHERRY, S.R. (2004) *A comparison of X-ray detectors for mouse CT imaging*, Phys. Med. Biol., vol. 49, p. 5251–5265.
- GORDON, R., BENDER, R., HERMAN, G.T. (1970) *Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography*, Journal of Theoretical Biology, vol. 29, p. 471–482.



- GUAN, H., GORDON, R. (1994) *A projection access order for speedy convergence of ART (algebraic reconstruction technique): a multilevel scheme for computed tomography*, Phys. Med. Biol., vol. 39, p. 2005–2022.
- GORDON, R., BENDER, R., HERMAN, G. (1970) *Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography*, Jour. Theoret. Biol., vol. 29, p. 471–481.
- HAN, G., LIANG, Z., You, J. (1999) *A fast ray-tracing technique for TCT and ECT studies*, 1999 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 3, pp. 1515–1518.
- HERMAN, G.T., LENT, A., ROWLAND, S. (1973) *ART: Mathematics and applications (a report on the mathematical foundations and on the applicability to real data of the algebraic reconstruction techniques)*, Journal of Theoretical Biology, vol. 42, p. 1–32.
- HERMAN, G.T., LENT, A., LUTZ, P.H. (1978a) *Relaxation methods for image reconstruction*, Communications of the Association for Computing Machinery, vol. 21, p. 152–158.
- HERMAN, G.T. (1978b) *Demonstration of beam hardening correction in computerized reconstruction of head cross-sections*, Technical Report MIPG5, Medical Image Processing Group, State University of New York at Buffalo.
- HERMAN, G.T. (1979a) *Correction for beam hardening in CT*, Phys. Med. Biol., vol. 24, n° 1, p. 81–106.
- HERMAN, G.T. (1979b) *Demonstration of beam hardening correction in CT of the head*, Journal of Computer Assisted Tomography, vol. 3, n° 3, p. 373–378.
- HERMAN, G.T. (1980) *Image reconstruction from projections: The fundamentals of computerized tomography*, Academic Press, New York, 316 p.
- HERMAN, G., TRIVEDI, S. (1983) *A comparative study of two postreconstruction beam hardening correction methods*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. MI-2, p. 128–135.
- HERMAN, G., MEYER, L. (1993) *Algebraic reconstruction techniques can be made computationally efficient*, IEEE Trans. Image Proc., vol. 12, n° 3, p. 600–609.
- HOLDSWORTH, D.W., THORNTON, M.M. (2002) *Micro-CT in small animal and specimen imaging*, Trends in Biotechnology, vol. 20, n° 8.
- HSIEH, J., MOLTHEN, R.C., DAWSON, C.A., JOHNSON, R.H. (2000) *An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT*, Med. Phys., vol. 27, n° 1, p. 23–29.

- HSIEH, J. (2003) *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*, SPIE Press, Bellingham, WA, 388 p.
- HUDSON, H.M., HUTTON, B.F., LARKIN, R. (1992) *Accelerated EM reconstruction using ordered subsets*, Jour. Nucl. Med., vol. 33, p. 960.
- HUDSON, H.M., LARKIN, R.S. (1994) *Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data*, IEEE Trans. Med. Imaging., vol. 13, n° 4, p. 601–609.
- ICRP (2001) Publication 87: Managing patient dose in computed tomography, [En ligne]. [http://www.icrp.org/downloadDoc.asp?document=docs/ICRP\\_87\\_CT\\_s.pps](http://www.icrp.org/downloadDoc.asp?document=docs/ICRP_87_CT_s.pps) (Page consultée le 1 avril 2009).
- IWAMOTO, S.I., SHIOZAKI, A. (2007) *Correction method of nonlinearity due to logarithm operation for X-ray CT projection data with noise in photon-starved state*, IEICE Transactions on Information and Systems, vol. E90-D(10), p. 1697–1705.
- JACOBS, F., SUNDERMAN, E., CHRISTIAENS, M., DE SUTTER, B., LEMAHIEU, I. (1998) *A fast algorithm to calculate the exact radiological path, through a pixel or voxel space*, Journal of Computing and Information Technology, vol. 6, n° 1, pp. 89–94.
- JAN, S., SANTIN, G., STRUL, D., STAELENS, S., ASSIÉ, K., AUTRET, D., AVNER, S., BARBIER, R., BARDIÈS, M., BLOOMFIELD, P.M., BRASSE, D., BRETON, V., BRUYNDONCKX, P., BUVAT, I., CHATZIOANNOU, A.F., CHOI, Y., CHUNG, Y.H., COMTAT, C., DONNARIEIX, D., FERRER, L., GLICK, S.J., GROISELLE, C.J., GUEZ, D., HONORE, P.F., KERHOAS-CAVATA, S., KIROV, A.S., KOHLI, V., KOOLE, M., KRIEGUER, M., VAN DER LAAN, D.J., LAMARRE, F., LARGERON, G., LARTIZIEN, C., LAZARO, D., MAAS, M.C., MAIGNE, L., MAYET, F., MELOT, F., MERHEB, C., PENNACCHIO, E., PEREZ, J., PIETRZYK, U., RANNOU, F.R., REY, M., SCHAART, D.R., SCHMIDTLEIN, C.R., SIMON, L., SONG, T.Y., VIEIRA, J.M., VISVIKIS, D., VAN DE WALLE, R., WIEËRS, E., MOREL, C. (2004) *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*, Phys. Med. Biol., vol. 49, p. 4543–4561.
- JOSEPH, P.M., RUTH, C. (1997) *A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine*, Med. Phys., vol. 24, n° 10, p. 1629–1634.
- KACHELRIEB, M., BERKUS, T., KALENDER, W. (2003) *Quality of Statistical Reconstruction in Medical CT*, 2003 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 4, p. 2748–2752.

- KACHELRIEß, M., KALENDER, W.A. (2005) *Improving PET/CT attenuation correction with iterative CT beam hardening correction*, 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 4, p. 1905–1909.
- KACHELRIEß, M., KNAUP, M., BOCKENBACH, O. (2006) *Hyperfast perspective cone-beam backprojection*, 2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 3, p. 1679–1683.
- KAK, A.C., SLANEY, M. (1988) *Principles of computerized tomographic imaging*, New-York, IEEE Press, 327 p.
- KAMPHUIS, C., BEEKMAN, F.J., VIERGEVER, M.A. (1996) *Evaluation of OS-EM for 1D, 2D and fully 3D SPECT reconstruction*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 43, p. 2018–2024.
- KAMPHUIS, C., BEEKMAN, F.J. (1998) *Accelerated iterative transmission CT reconstruction using an ordered subsets convex algorithm*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 17, p. 1101–1105.
- KNAUP, M., KALENDER, W.A., KACHELRIEß, M. (2006) *Statistical cone-beam CT image reconstruction using the cell broadband engine*, 2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 5, p. 2837–2840.
- KNAUP, M., STECKMANN, S., BOCKENBACH, O., KACHELRIEß, M. (2007) *Tomographic image reconstruction using the cell broadband engine (CBE) general purpose hardware*, 16th International Conference on Computing, vol. 6498, p. 1–10.
- KOHN, H.I., KALLMAN, R.F. (1956) *The influence of strain on acute X-ray lethality in the mouse J. LD50 and death rate studies*, Radiat. Res., vol. 5, p. 309–317.
- KOLE, J.S., BEEKMAN, F.J. (2005a) *Evaluation of the ordered subset convex algorithm for cone-beam CT*, Phys. Med. Biol., vol. 50, p. 613–623.
- KOLE, J.S., BEEKMAN, F.J. (2005b) *Parallel statistical image reconstruction for cone-beam X-ray CT on a shared memory computation platform*, Phys. Med. Biol., vol. 50, p. 1265–1272.
- KOLE, J.S., BEEKMAN, F.J. (2006) *Evaluation of accelerated iterative x-ray CT image reconstruction using floating point graphics hardware*, Phys. Med. Biol., vol. 51, p. 875–889.
- KUDO, H., COURDURIER, M., NOO, F., DEFRISE, M. (2008) *Tiny a priori knowledge solves the interior problem in computed tomography*, Phys. Med. Biol., vol. 53, n° 9, p. 2207–2231.

- LANGE, K., CARSON, R. (1984) *EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography*, Jour. Comput. Assist. Tomogr., vol. 8, p. 306–316.
- LANGE, K., BAHN, M., LITTLE, R. (1987) *A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 6, p. 106–114.
- LANGE, K. (1990) *An overview of Bayesian Methods in image reconstruction*, Digital Image Synthesis and Inverse Optics, édité par A. F. Gmitro, P. S. Idell, I. S. La Haie, Socociety of Photo-Optical Engineering, Bellingham, Washington, SPIE vol. 1351, p. 270–287.
- LANGE, K., FESSLER, J.A. (1995) *Globally convergent algorithms for maximum a posteriori transmission tomography*, IEEE Trans. Image Proc., vol. 4, n° 10, p. 1430–1438.
- LEAHY, R.M., BYRNE, C.L. (2000) *Recent developments in iterative image reconstruction in PET and SPECT*, IEEE Trans. Med. Im., vol. 19, p. 257–260.
- LECOMTE, R., SCHMITT, D., LIGHTSTONE, A.W., MCINTYRE, R.J. (1985) *Performance characteristics of BGO-silicon avalanche photodiode detectors for PET*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. NS-32, n° 1, p. 529–532.
- LEE, S.C., KIM, H.K., CHUN, I.K., CHO, M.H., LEE, S.Y., CHO, M.H (2003) *A flat-panel detector based micro-CT system: performance evaluation for small-animal imaging*, Phys. Med. Biol., vol. 48, p. 4173–4185.
- LEROUX, J.-D., SELIVANOV, V.S., FONTAINE, R., LECOMTE, R. (2007) *Accelerated iterative image reconstruction methods based on block-circulant system matrix derived from a polar image representation*, 2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, p. 2764–2771.
- LI, J., JASZCRAK, R., GREER, K.L., COLEMAN, R.E. (1994) *Implementation of an accelerated iterative algorithm for cone beam SPECT*, Phys. Med. Biol., vol. 39, p. 643–653.
- MACOVSKI, A. (1983) *Medical imaging systems*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, 256 p.
- MANGLOS, S.H., THOMAS, F.D., CAPONE, R.B. (1991) *Attenuation compensation of cone beam SPECT images using maximum likelihood reconstruction*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 10, p. 66–73.
- MANGLOS, S.H. (1992) *Truncation artifact suppression in cone-Beam radionuclide transmission CT using maximum likelihood techniques: Evaluation with human subjects*, Phys. Med. Biol., vol. 37, n° 3, p. 549–562.

- MANGLOS, S.H., GAGNE, G.M., KROL, A., THOMAS, F.D., NARAYANASWAMY, R. (1995) *Transmission maximum-likelihood reconstruction with ordered subsets for cone beam CT*, Phys. Med. Biol., vol. 40, p. 1225–1241.
- MCDABID, W., WAGGENER, R., PAYNE, W., DENNIS, M. (1977) *Correction for spectral artifacts in cross-sectional reconstruction from x-rays*, Med. Phys., vol. 4, n° 1, p. 54–57.
- MILLER, M.I., SNYDER, D.L., MILLER, T.R. (1985) *Maximum-likelihood reconstruction for single-photon emission computed tomography*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. NS-32, p. 769–778.
- MUELLER, K., YAGEL, R. (2000) *Rapid 3-D cone-beam reconstruction with the simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) using 2-D texture mapping hardware*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 19, p. 1227–1237.
- MUELLER, K., XU, F. (2006) *Practical considerations for GPU-accelerated CT*, 2006 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging Conference Record, p. 1184–1187.
- MUELLER, K., XU, F., NEOPHYTOU, N. (2007) *Why do commodity graphics hardware boards (GPUs) work so well for accelerating computed tomography?*, 2007 SPIE Computational Imaging V Conference Record, vol. 6498, p. 1–12.
- MUMCUOGLU, E.U., LEAHY, R., CHERRY, S.R., ZHOU, Z. (1994) *Fast gradient-based methods for Bayesian reconstruction of transmission and emission PET images*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 13, n° 4, p. 687–701.
- MUMCUOGLU, E.U., LEAHY, R.M., CHERRY, S.R., HOFFMAN, E.J. (1996) *Accurate geometric and physical response modeling for statistical image reconstruction in high resolution PET*, 1996 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, p. 1596–1573.
- NALCIOGLU, O., LOU, R.Y. (1979) *Post-reconstruction method for beam hardening in computerised tomography*, Phys. Med. Biol., vol. 24, n° 2, p. 330–340.
- OLSON, E., HAN, K., PISANO, D. (1981) *CT reprojection polychromaticity correction for three attenuators*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 28, n° 4, p. 3628–3640.
- PAN, X., ZOU, Y., XIA, D. (2005) *Image reconstruction in peripheral and central regions-of-interest and data redundancy*, Med. Phys., vol. 32, n° 3, p. 673–684.
- PAULUS, M.J., GLEASON, S.S., KENNEL, S.J., HUNSICKER, P.R., JOHNSON, D.K. (2000) *High resolution X-ray computed tomography: An emerging tool for small animal cancer research*, Neoplasia, vol. 2, n° 1-2, p. 62–70.

- PETRILLO, G.A., MCINTYRE, R.J., LECOMTE, R., LAMOUREUX, G., SCHMITT, D. (1984) *Scintillation detection with large-area reach-through avalanche photodiodes*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol NS-31, n° 1, p. 417–423.
- RADON, J. (1917) *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten*, Berichte Sächsische Akademie der Wissenschaften, Leipzig, Math.-Phys. Kl., vol. 29, p. 262–277.
- RAO, P., ALFIDI, R. (1981) *The enviromental density artifact: A beam hardening effect in CT*, Radiology, vol. 141, p. 223–227.
- RIABKOV, D., XUE, X., TUBBS, D., CHERYAUKA, A. (2007) *Accelerated cone-beam backprojection using GPU-CPU hardware*, Fully 3D 2007 Conference Record.
- RIENDEAU, J., BÉRARD, P., VISCOGLIOSI, N., TÉTRAULT, M.-A., LEMIEUX, F., LECOMTE, R., FONTAINE, R. (2008) *High rate photon counting CT using parallel digital PET electronics*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 55(1), p. 40–47.
- RIENDEAU, J. (2009) *Tomodensitométrie par comptage de photons*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, 84 p.
- ROCKMORE, A.J., MACOVSKI, A. (1976) *A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 23, p. 1428–1432.
- ROESSL, E., PROKSA, R. (2007) *K-edge imaging in X-ray computed tomography using multi-bin photon counting detectors*, Phys. Med. Biol., vol. 52, p. 4679–4696.
- ROSENBERG, K.M. (2002) *CTsim: the open source computed tomography simulator*, [En ligne]. <http://www.ctsim.org>, (Page consultée le 1 avril 2009).
- ROSSO, V., BELCARI, N., BISOGNI, M.G., CARPENTIERI, C., DEL GUERRA, A., DELOGU, P., METTIVIER, G., MONTESI, M.C., PANETTA, D. (2007) *Preliminary study of the advantages of X-ray energy selection in CT imaging*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol. 572, n° 1, p. 270–273.
- RUTH, C., JOSEPH, P.M. (1995) *A comparison of beam-hardening artifacts in X-ray computerized tomography with gadolinium and iodine contrast agents*, Med. Phys., vol. 22, n° 12, p. 1977–1982.
- SAUER, K., BOUMAN, C.A. (1993) *A local update strategy for iterative reconstruction from projections*, IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 41, n° 2, p. 534–548.

- SAUER, K. BORMAN, S., BOUMAN, C.A. (1995) *Parallel computation of sequential pixel updates in statistical tomographic reconstruction*, 1995 International Conference on Image Processing, vol. 2, p. 93–96.
- SCHMIDT, T.G. (2009) *Optimal "image-based" weighting for energy-resolved CT*, Med. Phys., vol. 36, n° 7, p. 3018–3027.
- SHEPP, L.A., LOGAN, B. (1974) *The Fourier reconstruction of a head Section*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 21, p. 21–43.
- SHEPP, L.A., VARDI, Y. (1982) *Maximum likelihood reconstruction for emission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging., vol. 1, p. 113–122.
- SHIKHALIEV, P.M. (2005) *Beam hardening artefacts in computed tomography with photon counting, charge integrating and energy weighting detectors: a simulation study*, Phys. Med. Biol., vol. 50, p. 5813–5827.
- SIDDON, R.L. (1985) *Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array*, Med. Phys., vol. 12, n° 2, p. 252–255.
- SEIBERT, J. A. (2004) *X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 1: Basic principles of X-ray production*, J. Nucl. Med. Technol., vol. 32, p. 139–147.
- SNYDER, D.L., MILLER, M.I., THOMAS JR, L.J., POLITTE, D.G. (1987) *Noise and edge artifacts in maximum-likelihood reconstructions for emission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. MI-6, p. 228–238.
- SOO-JIN, L. (2002), *Accelerated deterministic annealing algorithms for transmission CT reconstruction using ordered subsets*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 49, n° 5, p. 2373–2380.
- SOURBELLE, K., KACHELRIEß, M., KALENDER, W.A. (2005) *Empirical water pre-correction for cone-beam computed tomography*, 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 4, p. 1871–1875.
- SRIVASTAVA, S., FESSLER, J.A. (2005) *Simplified statistical image reconstruction algorithm for polyenergetic X-ray CT*, 2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 3, p. 1551–1555.
- TAMAL, M., READER, A.J., MARKIEWICZ, P.J., HASTINGS, D.L., JULYAN, P.J. (2004) *Noise properties of four strategies for incorporation of scatter and attenuation information in PET reconstruction*, 2004 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 5, p. 2840–2844.

- TATSUMI, M., NAKAMOTO, Y., TRAUGHBER, B., MARSHALL, L.T., GESCHWIND, J.-F., WAHL, R.L. (2003) *Initial experience in small animal tumor imaging with a clinical positron emission tomography/computed tomography scanner using 2-[F-18]Fluoro-2-deoxy-D-glucose*, Cancer Res., vol. 63, p. 6252–6257.
- THIBAudeau, C., BÉRARD, P., TÉTRAULT, M.-A., LEROUX, J.-D., FONTAINE, R., LECOMTE, R. (2008) *Iterative CT reconstruction using LabPET™ detector modules*, 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, p. 4205–4209.
- THIERRY, R., FLISCH, A., MICELI, A., HOFMANN, J. (2006) *Statistical beam-hardening correction for industrial X-ray computed tomography*, 9th European Conference on Non-Destructive Testing, p. 25–29.
- TSUI, B.M.W, HU, H.B., GILLAND, D.R., GULLBERG, G.T. (1988) *Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 35, p. 778–783.
- TSUI, B.M.W, GULLBERG, G.T., EDGERTON, E., BALLARD, J., PERRY, J., McCARTNEY, W., BERG, J. (1989) *Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging*, J. Nucl. Med., vol. 30, p. 497–507.
- TSUI, B.M.W, FREY, E.C., LACROIX, K.J., LALUSH, D.S., MCCARTHY, W.H., KING, M.A., GULLBERG, G.T. (1998) *Quantitative myocardial perfusion SPECT*, J. Nucl. Card., vol. 5, p. 507–522.
- VAZ, M.S., SNEYDERS, Y., McLIN, M., RICKER, A., KIMPE, T. (2007a) *GPU accelerated CT reconstruction for clinical use: quality driven performance*, Progress in biomedical optics and imaging, vol. 8(3), n° 29, p. 65105G.1–65105G.8.
- VAZ, M.S., McLIN, M., RICKER, A. (2007b) *Current and next-generation GPUs for accelerating CT reconstruction: quality, performance, and tuning*, white paper, [En ligne]. [http://www.barco.com/barcoview/downloads/Current\\_and\\_Next-Gen\\_GPU.pdf](http://www.barco.com/barcoview/downloads/Current_and_Next-Gen_GPU.pdf) (Page consultée le 1 avril 2009).
- WANG, Z., HAN, G., LI, T., LIANG, Z. (2005) *Speedup OS-EM image reconstruction by PC graphics card technologies for quantitative SPECT with varying focal-length fan-beam collimation*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 52(1), n° 5, p. 1274–1280.
- WEISSLEDER, R., MAHMOOD, U. (2001) *Molecular imaging*, Radiology, vol. 219, n° 2, p. 316–333.
- WESTMORE, M.S., FENSTER, A. (1997) *Tomographic imaging of the angular-dependent coherent-scatter cross section*, Med. Phys., vol. 24, n° 1, p. 3–10.



- XU, F., MUELLER, K. (2005) *Accelerating popular tomographic reconstruction algorithms on commodity PC graphics hardware*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 52, p. 654–63.
- XU, F., MUELLER, K. (2007) *Real-time 3D computed tomographic reconstruction using commodity graphics hardware*, Phys. Med. Biol., vol. 52, p. 3405–3419.
- XUE, X., CHERYAUKA, A., TUBBS, D. (2006) *Acceleration of fluoro-CT reconstruction for a mobile C-Arm on GPU and FPGA hardware: a simulation study*, Proc. SPIE 2006, p. 1494–501.
- ZATZ, L., ALVAREZ, R. (1977) *An inaccuracy in CT: The energy dependence of CT values*, Radiology, vol. 124, p. 91–97.
- ZHAO, H., READER, A.J. (2003) *A fast ray-tracing technique to calculate line integral paths in voxel arrays*, 2003 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, vol. 4, p. 2808–2812.
- ZLATIN, P. (2002) *Iterative reconstruction in medical imaging*, [En ligne].  
[http://noar.technion.ac.il/scitech2002/Electrical\\_eng1.pdf](http://noar.technion.ac.il/scitech2002/Electrical_eng1.pdf). (Page consultée le 30 mars 2008).
- ZBIJEWSKI, W., BEEKMAN, J.F. (2004a) *Suppression of intensity transition artifacts in statistical X-ray computer tomography through Radon inversion initialization*, Med. Phys., vol 31, n° 1, p. 62–69.
- ZBIJEWSKI, W., BEEKMAN, J.F. (2004b) *Characterization and suppression of edge and aliasing artefacts in iterative X-ray CT reconstruction*, Phys. Med. Biol., vol. 49, p. 145–157.
- ZBIJEWSKI, W. (2006) *Model-based image reconstruction in X-ray Computed Tomography*, Ph.D Thesis, Universiteit Utrecht, Zutphen, The Netherlands, 149 p.
- ZENG, G.L., GULLBERG, G.T., TSUI, B.M.W., TERRY, J.A. (1991) *Three-dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction*, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 38, p. 693–703.